

Ministerio de Salud Pública  
**Centro de Control Estatal  
de Equipos Médicos**

**Guía Técnica CCEEM GT-07**  
1998-05-05

**CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE  
RADIOGRAFÍA**

## **POCEDIMIENTOS DE CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA**

### **INDICE**

Prefacio .....	3
Objetivo y Alcance .....	4
GENERALIDADES .....	5
Capítulo 1. PRUEBAS AL EQUIPO DE RAYOS-X	
1.1. Inspección Física de la Instalación .....	6
1.1.2. Evaluación del circuito protector de sobrecarga del tubo .....	6
1.2. Evaluación de la Colimación y Alineación Mecánica del Sistema .....	7
1.2.1. Exactitud de la Escala Indicadora de Distancia .....	7
1.2.2. Perpendicularidad Mesa-Tubo de Rayos X .....	8
1.2.3. Coincidencia del Haz de Radiación con el Haz Luminoso y Alineación del Centro del Campo de Radiación con el Centro de la Imagen .....	9
1.3. Generador y Tubo de Rayos X .....	10
1.3.1. Consistencia del Generador .....	10
1.3.2. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición .....	13
1.3.3. Exactitud y Reproducibilidad del Potencial .....	14
1.3.4. Determinación de la Capa Hemirreductora (CHR) .....	15
1.3.5. Medición del Tamaño del Punto Focal .....	17
Capítulo 2. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN RADIOGRAFICA.	
2.1. Consideraciones generales .....	20
2.2. Evaluación de Calidad de la Imagen Radiográfica con Patrones de Barras de Resolución Visual .....	20
Capítulo 3. DETERMINACION DE LA DOSIS DE ENTRADA EN PACIENTE	
3.1. Consideraciones en cuanto a la medición .....	22
3.2. Determinación de la Dosis de Entrada con cámara de ionización .....	23
TERMINOS y DEFINICIONES .....	26
BIBLIOGRAFIA .....	28
ANEXO I .....	29

## **Prefacio.**

La Guía Técnica que se presenta es el producto de la labor del Grupo de Trabajo sobre Control de Calidad en Radiodiagnóstico, integrado por especialistas del Centro de Control Estatal de Equipos Médicos (CCEEM), el cual está trabajando en incorporar, desarrollar e implementar, en nuestro Sistema Nacional de Salud los procedimientos, programas de pruebas y protocolos para el control de la calidad en radiodiagnóstico médico.

El propósito de este documento, es ofrecer una guía práctica para el control de calidad de equipos de radiografía. Las pruebas y procedimientos que se describen tienen su fundamento en la bibliografía consultada y han sido la base para los estudios de control de calidad que el Grupo de Física Radiológica del CCEEM ha estado ejecutando en equipos de radiografía de hospitales y policlínicos de la capital. Su puesta en práctica, validación y mejoramiento ha sido realizada durante la ejecución de 2 proyectos investigativos llevados a cabo durante 1994-1997 que incluyeron 10 hospitales y 8 policlínicos en los que se evaluaron 30 equipos de rayos-X.

Agradecemos la colaboración de la Organización Panamericana de la Salud/Oficina Regional de la Organización Mundial de la Salud para las Américas (OPS/OMS) y en especial a la asesora regional de Salud Radiológica, que ha facilitado gran parte de la literatura utilizada en la elaboración de este documento, así como su experiencia y la ejecución de talleres en esta temática.

## **Objetivo y Alcance**

**Objetivo:** Ofrecer una guía práctica de procedimientos técnicos para la realización del control de calidad en equipos de radiografía.

**Alcance:** Esta guía es aplicable a los equipos de radiografía de uso general, aunque algunos de los procedimientos que se describen pueden ser aplicados a otros tipos de equipos de radiodiagnóstico. Las pruebas que se describen requieren de la instrumentación señalada y algunas de éstas pueden ser implementadas en los propios servicios de radiodiagnóstico del país dada la sencillez de las mismas y otras requieren de equipos específicos y pueden ser realizadas por grupos especializados externos a estas unidades.

La guía no constituye un documento de carácter obligatorio, no obstante, los parámetros evaluados según las pruebas en ella descritas y sus tolerancias constituirán la base de las regulaciones que establecerá el CCEEM acerca de estos equipos.

## GENERALIDADES

Para lograr eficiencia y confiabilidad en la práctica de la radiología diagnóstica se hace necesario el establecimiento de un programa adecuado para garantizar su calidad, de manera que los resultados de todos los procedimientos que involucra dicho servicio estén libres de errores. En consecuencia, la garantía de la calidad debe cubrir todos los aspectos de la práctica de este servicio, manteniendo un control de calidad sobre todos ellos.

Esta guía se ocupa únicamente de uno de los componentes de este programa, el control de la calidad de los equipos y en particular de los utilizados en radiografía. El concepto de control de calidad se emplea en referencia a las medidas específicas que se llevan a cabo para asegurar que un aspecto particular de un procedimiento sea satisfactorio.

El control de la calidad de un equipo se debe iniciar desde el momento de su adquisición y una vez instalado es preciso someterlo a una serie de pruebas para su aceptación, con el objetivo de establecer si su operación inicial se ajusta a las especificaciones del fabricante. Su instalación debe ser la adecuada, teniendo en cuenta que la disponibilidad del espacio es la suficiente para los requerimientos del equipo y que se consideren las fuentes de energía eléctrica y los factores ambientales tales como, temperatura, humedad y contaminación del aire. Paralelamente, deben efectuarse pruebas de referencia que aporten datos para comparar su operación subsecuente mediante pruebas rutinarias las cuales se ejecutarán con un determinada periodicidad, según el tipo de prueba y el parámetro que controla. Finalmente, es necesario verificar las operaciones del equipo antes del inicio de su labor diaria. Los registros de los resultados de las pruebas deben conservarse para poder detectar las deficiencias cuando estas se presenten, indicando la acción correctiva adecuada.

No obstante al ejercicio del control de calidad, debe efectuarse con la regularidad establecida el mantenimiento preventivo al equipo. El éxito de este esquema depende, sobre todo, de su comprensión y aceptación por todos los involucrados, de la existencia de los medios adecuados para el seguimiento continuo de los resultados, de una guía de protocolos para las pruebas, de personal debidamente preparado, así como de una definición clara de las responsabilidades.

## Capítulo 1. PRUEBAS AL EQUIPO DE RAYOS-X

### 1.1.- Inspección Física de la Instalación

**Objetivo:** Comprobar que todos los sistemas y accesorios componentes del equipo se encuentran en buen estado, comprobando que los movimientos mecánicos y frenos del equipo y de sus dispositivos asociados se encuentran funcionando correctamente, así como que los indicadores de mando del equipo operan adecuadamente.

**Frecuencia:** Diaria, antes del comienzo del trabajo.

**Procedimiento:**

1) Familiarizarse con el equipo radiológico sometido a prueba, sus controles y mandos. Realice la inspección visual de la instalación, examinando exteriormente el estado de todos los accesorios del equipo (mesa, soporte del tubo de rayos X, consola del generador, gabinetes del equipo, condiciones externas de los cables de alto voltaje, etc.).

2) Verifique la estabilidad del equipo en posición libre e inmóvil, la indicación externa de la localización del punto focal, el correcto funcionamiento mecánico del sistema de colimadores, la comprobación de los movimientos y frenos del soporte del tubo de rayos X, de la gaveta porta-chasis y de la mesa radiológica. Realice la misma operación para el bucky vertical.

3) Compruebe los indicadores en el panel del generador como son: el funcionamiento del indicador de exposición, de selección del tamaño de punto focal y de los parámetros electrotécnicos (potencial, corriente, tiempo de exposición o combinación corriente-tiempo).

**Interpretación y acciones:** Cualquier anomalía que se detecte debe ser informada y solucionada antes de comenzar el trabajo. En caso de que no pueda ser corregida, solicitar los servicios técnicos de electromedicina.

**Tolerancias:** Todos los movimientos y frenos del equipo deben funcionar correctamente, así como los controles e indicadores del panel de mando del equipo.

#### 1.1.2. Evaluación del circuito protector de sobrecarga del tubo

**Objetivo:** Asegurar el funcionamiento correcto del circuito protector de sobrecarga del tubo y que por tanto el tubo no será dañado por accidentes de este tipo.

**Frecuencia:** Inicial o posterior a cambios o reparaciones que puedan afectar este circuito.

**Equipos y accesorios:** Carta técnica del tubo.

**Procedimiento:**

1) Seleccione un tamaño de punto focal (la prueba se realiza para cada tamaño de punto focal por separado).

2) Seleccione un tiempo de exposición de 50 ms aproximadamente para el mínimo valor de corriente del tamaño de foco a evaluar.

3) En incrementos de 20 kVp, desde el mínimo kVp hasta el máximo kVp del generador, determine la corriente máxima del tubo para la cual es posible la exposición. Esto se realiza incrementando el mA hasta que el indicador de sobrecarga o bloqueo de exposición aparezca. El valor de mA inmediatamente inferior a la condición de bloqueo es la **corriente máxima permitida del tubo**. Anote el valor de corriente. Alternativamente la prueba la puede realizar sólo para los valores nominales de potencial de 60, 80, 100 y 125 kVp.

- 4) Seleccione 100 ms y repita el paso 3).
- 5) Seleccione 1 s y repita el paso 3).
- 6) Seleccione el máximo tiempo posible y repita el paso 3).
- 7) Seleccione otro tamaño de punto focal y repita los pasos 2) al 6).

**Interpretación y acciones:** De los datos de la carta técnica del tubo, determine la Corriente Máxima Tolerable del Tubo (CMTT) para cada tamaño de punto focal, potencial y combinación de tiempo seleccionada en la prueba. De los resultados de la prueba determine la Corriente Máxima Permitida por el Tubo (CMPT), este valor no debe exceder la CMTT. Debido a las posibilidades de diseño del equipo, CMPT puede ser hasta un 30% menor que los valores de CMTT de la carta técnica del tubo. Los límites de aceptación actuales tienen que ser modificados en muchos casos producto de que la mayoría de los generadores tienen estaciones de mA discretas y ajustes de potencial más continuos.

**Tolerancia:** Relación CMPT/CMTT: (0.7 - 1.0)

## 1.2. Evaluación de la colimación y alineación mecánica del sistema

### 1.2.1. Exactitud de la Escala Indicadora de Distancia

**Objetivo:** Comprobar que las escalas indicadoras de distancia fuente-receptor de imagen (DFP), son confiables dentro de la tolerancia establecida.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que puedan afectar la exactitud de la distancia indicada, como por ejemplo cuando se realiza un cambio de tubo.

**Equipos y accesorios:** Cinta métrica o regla graduada, plancha de plomo con hueco y chasis con película radiográfica.

#### A) Si se conoce la indicación del punto focal

##### Procedimiento:

1) Para aquellas DFP de mayor uso en la práctica clínica, por ejemplo 102 cm y 91 cm, comprobar con la cinta métrica la exactitud del valor indicado en el telémetro del equipo.

**Interpretación y acciones:** Calcule la exactitud (E) como la diferencia entre el valor medido con respecto al valor indicado expresándola como porciento de éste último según:

$$E(\%) = [(DFP_{medida} - DFP_{indicada})/DFP_{indicada}]100$$

Recuerde que la escala indicadora de distancia expresa, en muchos casos, la distancia foco-receptor de imagen en la gaveta porta-chasis, lo cual debe tenerse en cuenta en las comprobaciones. Los resultados deben cumplir con la tolerancia establecida. En caso contrario puede redefinirse los valores de la escala o solicitarse los servicios técnicos de electromedicina.

**Tolerancia:** Exactitud: < 2 % de DFP<sub>indicada</sub>

#### B) Si no se conoce la ubicación del punto focal

##### Procedimiento:

1) Seleccione una DFP=100 cm.

- 2) Coloque la plancha de plomo con hueco de dimensión conocida a la salida del colimador.
- 3) Coloque un chasis cargado sobre el tablero de la mesa (o sobre el tablero del bucky vertical) preferentemente con rejilla. Centre el tubo sobre éste perpendicularmente. Mida la distancia desde la película colocada sobre la mesa hasta la plancha de plomo con hueco situada a la salida del colimador.
- 4) Haga una exposición a aproximadamente 55 kVp y 10 mAs, si es necesario ajuste los parámetros de exposición.
- 5) Procese las películas de manera usual.
- 6) Mida el tamaño de la imagen del hueco de la plancha de plomo visualizado en la película.

**Interpretación y acciones:** La distancia foco-película real ( $DFP_{real}$ ) puede ser calculada a partir de las mediciones del tamaño del hueco visualizado en la película, de la distancia entre la película y la plancha de plomo y del tamaño real del hueco de la plancha de plomo según las siguientes expresiones:

$$DFP_{real} = DFP_2 / (M - 1) + DFP_2 + DMP \quad \text{con} \quad M_1 = THP_2 / TH_{real}$$

$$DHP_2 = M_2 DHP_1 \quad \text{con} \quad M_2 = THP_2 / THP_1$$

$$E(\%) = [(DFP_{real} - DFP_{indicada}) / DFP_{indicada}] * 100$$

donde:

$DFP_{real}$  es la distancia foco-película en el porta-chasis de la mesa (o bucky vertical).

$TH_{real}$  es el tamaño real del orificio de la plancha de plomo.

$DHP_1$  Es la distancia plancha de plomo-película colocada sobre el tablero de la mesa (o tablero del bucky vertical)

$THP_1$  Es el tamaño de los orificios de la plancha de plomo visualizado en la película.

$M_i$  es el factor de magnificación.

La  $DFP_{real}$  es la distancia entre la película colocada sobre la mesa y el receptor de imagen en la gaveta porta-chasis.

**Tolerancia:** Exactitud: < 2 % de  $DFP_{indicada}$

### 1.2.2. Perpendicularidad Mesa-Tubo de Rayos X

**Objetivo:** Verificar la perpendicularidad entre el tubo de rayos X y su soporte con la mesa radiológica.

**Frecuencia:** Semestral, inicial o posterior a cambios o reparación que puedan afectar este parámetro.

**Equipos y accesorios:** Cinta adhesiva y cinta métrica o regla graduada.

#### **Procedimiento:**

- 1) Sitúe el tubo de rayos X a 100 cm de distancia sobre el centro de la mesa radiológica (DFM)
- 2) Ajuste su posición de modo que el centro del retículo luminoso se encuentre cerca de la línea media de la mesa.
- 3) Marque sobre la mesa radiológica el centro del eje del campo luminoso (retículo) para lo cual puede utilizar cinta adhesiva.

4) Desplace el tubo hacia arriba hasta el tope de la columna. Anote la distancia y marque sobre la cinta adhesiva el desplazamiento del centro del retículo del campo luminoso.

5) Mida la diferencia entre ambas marcas y calcule el porcentaje con respecto a la DFM=100 cm. Anote además, el cuadrante hacia el cual ocurre el corrimiento.

6) Repita los pasos del 1) al 5) en ambos extremos de la mesa radiológica.

**Interpretación y acciones:** El centro del retículo del campo luminoso debe permanecer en el mismo lugar, o la diferencia entre las marcas de los centros debe estar dentro del margen de la tolerancia establecida. De lo contrario, esto es un indicador de falta de verticalidad de la columna del tubo y/o de horizontalidad de la mesa. El cuadrante hacia el cual ocurre el corrimiento es un indicador de valor para la toma de acciones correctivas. Discriminar en cual parte del sistema se encuentra la falta de alineación para lo cual se puede utilizar un nivel de burbuja. Una vez detectada la falla, solicitar el servicio de electromedicina.

**Tolerancia:** Diferencia entre centros: < 2% DFM

### **1.2.3. Coincidencia del Haz de Radiación con el Haz Luminoso y Alineación del Centro del campo de Radiación con el Centro de la Imagen**

**Objetivo:** Comprobar que el sistema de colimación no permite significativamente que la radiación esté fuera de los bordes del campo luminoso seleccionado y que existe alineación entre el centro del campo de radiación y el centro de la imagen. Verificar también la coincidencia de los tamaños de campos radiación/luminoso.

**Frecuencia:** Semestral, inicial o posterior a cambios o reparación que afecten el sistema de colimación e iluminación.

**Equipos y accesorios:** Chasis cargado con película radiográfica, regla o cinta métrica, marcadores radiopacos en forma de L, monedas e identificadores de película.

#### **Procedimiento:**

1) Coloque el chasis sobre la mesa y centre el tubo sobre éste a una DFP=100 cm. Por medio del haz de luz seleccione el campo luminoso que quiera comprobar.

2) Delimite las esquinas del área iluminada con los marcadores radiopacos. Anote el tamaño del campo seleccionado.

3) Coloque un identificador de película sobre el chasis en un extremo dentro del campo luminoso seleccionado para identificar la posición de la película durante la prueba.

4) Coloque en el equipo un valor de potencial de 55 kVp aproximadamente y 10 mAs los cuales serán suficientes para garantizar una densidad óptica adecuada para la interpretación de la prueba. En caso contrario adecuar los parámetros de exposición.

5) Realice una exposición.

6) Sin mover la geometría, abra los colimadores hasta desbordar el campo luminoso seleccionado teniendo cuidado de no desbordar la película radiográfica.

7) Realice una segunda exposición con aproximadamente la mitad del mAs seleccionado y un valor de potencial inferior en una o dos posiciones del selector de potencial.

8) Procese la película del modo usual.

**Interpretación y acciones:** Con ayuda de una regla graduada, determine las discrepancias entre los bordes de los campos luminoso y de radiación, sumando las discrepancias sin importar el signo para cada eje ( $DBx=X1+X2$ ,  $DBy=Y1+Y2$ ). Usando un lápiz cristalográfico, marque sobre la película las diagonales que determinan el centro del campo de radiación y el centro del campo luminoso. Mida las discrepancias entre ambos centros (DC).

Mida los tamaños de cada lado de los campos irradiado y luminoso. Calcule las discrepancias entre ambos lados.

Si las presillas coinciden con las esquinas del área irradiada, el haz de luz está coincidente con el haz de radiación (fig.1a), de lo contrario la dirección y sentido de la desalineación la da el identificador de la película (fig.1b).

La suma de las discrepancias entre los bordes de cada eje de los campos luminoso y de radiación (DB), expresada como porcentaje de DFP no debe superar la tolerancia establecida. Lo mismo debe suceder para las discrepancias entre los centros (DC), la cual es un indicador de desalineación de la fuente de rayos X con respecto al receptor de imagen. En caso necesario, solicitar el servicio de electromedicina para determinar la causa de la falla, la cual puede estar en los colimadores o en una incorrecta ubicación de la bombilla de luz.

Las discrepancias entre el tamaño de cada lado del área irradiada con respecto al correspondiente lado del área luminosa seleccionada (DL) debe ser inferior a la tolerancia establecida.

#### **Tolerancias:**

Discrepancias entre bordes para cada eje (DB):	< 2% de DFP
Discrepancia entre tamaños de cada lado (DL):	< 2% de DFP
Discrepancia entre centros (DC):	< 2% de DFP

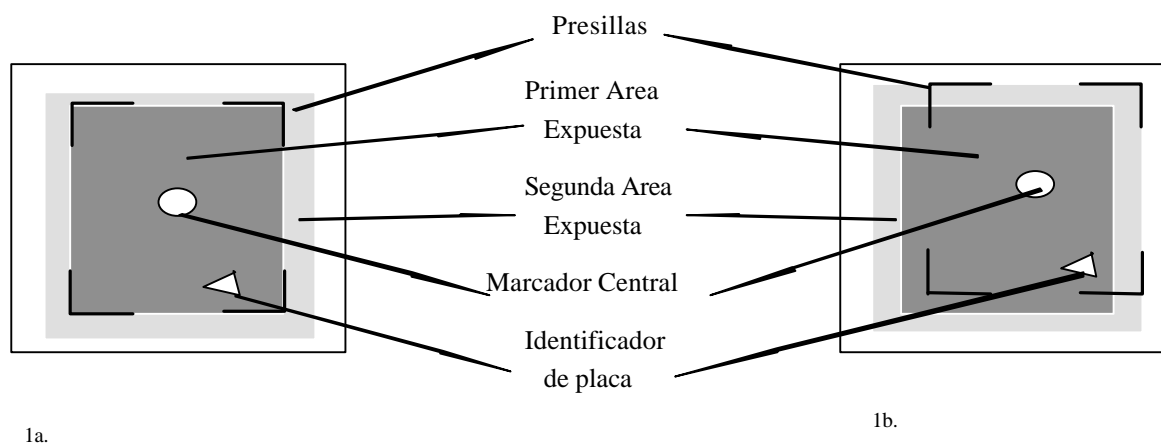


Fig.1.- Prueba de coincidencia del haz de radiación con el haz de luz.  
a. Resultado correcto, b. Resultado incorrecto.

### **1.3.- Generador y Tubo de Rayos X**

#### **1.3.1. Consistencia del Generador**

Es importante verificar que el generador de rayos-X sea consistente en su respuesta. La prueba de consistencia puede realizarse según dos objetos de medición diferentes: la densidad óptica en películas o mediante mediciones dosimétricas; lo cual posibilita ejecutarlas a partir de los medios de que se dispongan.

**Objetivo:** Determinar la reproducibilidad de la respuesta del generador y su linealidad con relación al mAs para los diferentes tamaños de foco en las diferentes estaciones de mA.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que puedan afectar estos parámetros.

#### **(A)- La densidad óptica (DO) como parámetro de medición**

**Equipos y accesorios:** Cubeta de agua o láminas de acrílico de 30x30 cm hasta un total de 20 cm de espesor, cinta métrica, chasis, películas radiográficas y densitómetro.

##### **Procedimiento:**

- 1) Coloque en la mesa la cubeta llena con agua hasta un altura de 20 cm, o las láminas de acrílico con el espesor deseado, sobre un chasis cargado en el que se ha bloqueado previamente 2/3 del mismo con un bloqueador de plomo (fig.2). Haga un marca en la cubeta de manera que siempre se tenga la misma atenuación y dispersión en futuras evaluaciones.
- 2) Centre el tubo sobre el chasis y colime el haz justo sobre el área del chasis de interés, usando una distancia DFP=100 cm.
- 3) Exponga la película a los factores de exposición (kVp., mA, mAs) usados para obtener aproximadamente densidad óptica 1. Anótelos.
- 4) Procese la película.
- 5) Repita los pasos 1) al 4) sobre cada tercio restante de la película no expuestos.
- 6) Almacene la película para futuras comparaciones.
- 7) Repita los pasos 1) al 6) para diferentes combinaciones de mAs y para los diferentes valores de mA de uso clínico.

**Interpretación y acciones:** De no poseer densitómetro, cuando analice los resultados, compárelos con los obtenidos en ocasiones anteriores. Estos no deben diferir significativamente. Si dispone de densitómetro, la diferencia más grande de densidades ópticas medidas, para una combinación de mAs dada, no deben discrepar más de 0.2 DO. En caso contrario, repita la prueba antes de solicitar el servicio de electromedicina y si se dispone de medios, verifique el mA y el tiempo de exposición por separado.

##### **Tolerancias:**

Reproducibilidad de la DO para cada combinación de mAs por separado:  $< \pm 0.2$  DO.

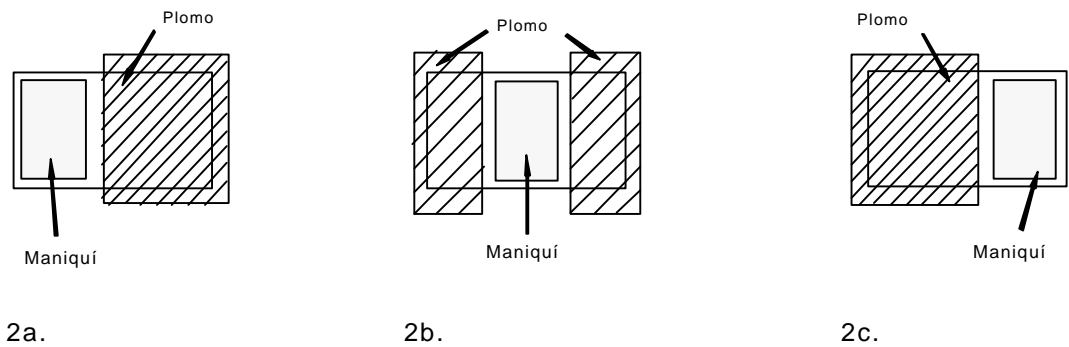


Fig. 2. Ejemplo ilustrativo para la ejecución de la prueba.

- 2a. exposición del primer tercio,  
 2b. exposición del segundo tercio y  
 2c. exposición del tercer tercio.

### (B)- Dosimetría como parámetro de medición

**Equipos y accesorios:** Dosímetro con detector apropiado para radiodiagnóstico y cinta métrica.

#### **Procedimiento:**

- 1) Coloque el detector sobre la mesa y sitúe el tubo de rayos X a una distancia foco-detector de 75-100 cm.
- 2) Ajuste el campo luminoso a un área de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  sobre el detector.
- 3) Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
- 4) Seleccione la opción para medir exposición.
- 5) Para un potencial nominal intermedio (aproximadamente 80 kV), seleccione un valor de mA en el foco deseado.
- 6) Seleccione la combinación mAs de uso clínico más grande que quiera evaluar .
- 7) Anote los resultados de 3 exposiciones a los parámetros seleccionados, realizando una exposición intermedia entre cada una con algún parámetro cambiado.
- 8) Disminuya el mAs a la mitad del anterior y repita el paso 7). Repita la operación al menos 1 vez más.
- 9) Repita los pasos 5) al 8) para diferentes valores de mA dentro del mismo foco y para los restantes focos.

**Interpretación y acciones:** Para cada valor de mA, determine el rendimiento (R) como el promedio de la magnitud dosimétrica medida ( $X_p$ ) dividido por el mAs, calcule su desviación estándar (DE) y el coeficiente de variación (CV), así como el coeficiente de linealidad (CL) según las expresiones:

Para cada combinación de mAs:

$$X_p = (X_1 + X_2 + X_3)/3$$

$$CV_{mA}(\%) = (DE/X_p)100$$

Para cada estación de mA:  $R_{mA} = X_p/mAs$

Para cada foco y entre estaciones de mA adyacentes:

$$CL = [R_{mA,máx} - R_{mA,mín}]/[R_{mA,máx} + R_{mA,mín}]$$

Cuando se analicen los resultados, deben compararse con resultados anteriores. Estos no deben diferir significativamente. La reproducibilidad de la exposición se evalúa mediante el CV. Este no debe ser mayor del 5% para cada combinación individual de mAs comprobada.

El CL se evalúa para cada foco por separado y entre estaciones de mA adyacentes, no debiendo superar el valor de 0.1. Esta evaluación por separado de los focos facilita las acciones correctivas de electromedicina.

El rendimiento de la exposición de salida del generador se calcula para cada estación de mA. Este resultado tiene que compararse con el rango válido en dependencia del potencial medido y la forma de onda del generador. Un valor de rendimiento fuera del rango válido puede ser causado por una filtración inadecuada del tubo y/o una descalibración de la combinación mAs, parámetros que tienen que ser verificados por separado para conocer la causa.

En caso de que no se cumplan los criterios establecidos, repita la prueba antes de solicitar los servicios de electromedicina y si se dispone de medios, verifique el mA y el tiempo de exposición por separado.

#### **Tolerancias:**

- Reproducibilidad de la exposición para cada combinación mAs:  $< \pm 5\%$ .
- Linealidad de la exposición con el mAs<sup>1</sup>:  $< 0.1$
- Rendimiento del generador a 80 kVp y 100 cm del foco:
  - generador monofásico  $4.0 \pm 1.5$  mR/mAs
  - generador trifásico  $6.0 \pm 2.0$  mR/mAs

**Nota:**<sup>1</sup> calculado para cada foco por separado entre estaciones de mA adyacentes.

### **1.3.2. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición**

**Objetivo:** Determinar la exactitud del tiempo de exposición indicado y verificar su reproducibilidad.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que pueda afectar este parámetro y/o la reproducibilidad y linealidad de la exposición de salida.

**Equipos y accesorios:** Dosímetro con detector apropiado para radiodiagnóstico, con la opción de medición de exposición por pulso y tiempo de exposición

#### **Procedimiento:**

1) Coloque el detector sobre la mesa y sitúe el tubo de rayos X a una distancia foco-detector de 75-100 cm.

- 2) Ajuste el campo luminoso a un área de 10x10 cm<sup>2</sup> sobre el detector.
- 3) Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
- 4) Para un potencial nominal intermedio (aproximadamente 80 kV), seleccione un valor de mA en el foco deseado.
- 5) Seleccione en el dosímetro la opción de trabajo que permita medir tiempo de exposición.
- 6) Verifique el tiempo de exposición para las combinaciones mAs de la prueba de reproducibilidad y linealidad de la exposición de salida, realizando 3 mediciones para cada tiempo seleccionado.

**Interpretación y acciones:** Determine para cada tiempo evaluado, el promedio del tiempo de exposición medido ( $t_{\text{medido}}$ ) y la DE. Calcule el CV. La exactitud se calcula según:

$$E(\%) = [(t_{\text{medido}} - t_{\text{indicado}}) / t_{\text{indicado}}] 100$$

Esta prueba complementa la prueba de reproducibilidad y linealidad de la exposición de salida, ya que los tiempos que se verifican son integrantes de las combinaciones mAs utilizadas en dicha prueba, de manera que se comprueba si es el dispositivo de iniciación e interrupción de la exposición del equipo (timer) el que está afectando la reproducibilidad del sistema. El CV nos permite evaluar la reproducibilidad del tiempo de exposición seleccionado, quien ejerce una influencia directa sobre la reproducibilidad de la exposición y por tanto sobre la consistencia de una técnica radiográfica. La tolerancia de la prueba para la exactitud depende del valor del tiempo de exposición verificado, un resultado fuera de los límites establecidos debe ser confirmado repitiendo la prueba antes de solicitar el servicio de electromedicina para una recalibración del timer.

**Tolerancias:**

- Reproducibilidad:  $< \pm 10\%$
- Exactitud:  $< \pm 5 \text{ ms}$  para  $t_{\text{exp}} < 10 \text{ ms}$   
 $< \pm 10\%$  para  $t_{\text{exp}} > 10 \text{ ms}$

### 1.3.3. Exactitud y Reproducibilidad del Potencial

**Objetivo:** Comprobar el grado de correspondencia entre el potencial pico medido con respecto al potencial nominal indicado, así como su reproducibilidad.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que afecten este parámetro.

**Equipos y accesorios:** kilovoltímetro no invasivo acorde con el rango de potencial, la forma de onda y el tipo de ánodo, cinta métrica.

**Procedimiento:**

- 1) Coloque la geometría recomendada por el fabricante del kilovoltímetro, la cual siempre debe mantenerse en futuras evaluaciones.
- 2) Encienda el kilovoltímetro y prepárelo para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
- 3) En caso necesario seleccione en el kilovoltímetro la forma de onda deseada y el material del ánodo.
- 4) Seleccione en el panel de mando del generador, del rango de potenciales más usados

clínicamente, uno alto, uno medio y otro bajo, éstos valores bien pudieran ser 100, 80 y 60 kVp.

5) Para cada potencial seleccionado realice 3 exposiciones para un valor de mAs suficiente según el potencial y anote estos valores para futuras evaluaciones, así como los resultados de las mediciones. Realice las mediciones del potencial comenzando por el valor más alto y en orden descendiente.

**Interpretación y acciones:** Calcule para cada valor de potencial, la media y el CV. La exactitud del potencial indicado se calcula según:

$$E(\%) = [(kVp_{\text{medido}} - kVp_{\text{indicado}}) / kVp_{\text{indicado}}] 100$$

La reproducibilidad se evalúa mediante el CV en %. La exactitud y reproducibilidad del potencial deben permanecer dentro de los límites de las tolerancias establecidas. No obstante, es importante tener en cuenta las especificaciones del fabricante y la inexactitud propia del medidor de potencial utilizados. La obtención de resultados fuera de los límites establecidos debe ser confirmada con la repetición de la prueba. En caso de que esta situación persista deben solicitarse los servicios técnicos de electromedicina.

**Tolerancias:**

- Exactitud:  $< \pm 10\%$ .
- Reproducibilidad:  $< \pm 5\%$ .

#### 1.3.4. Determinación de la Capa Hemirreductora (CHR)

**Objetivo:** Determinar la calidad del haz de radiación y verificar en unión de la prueba de exactitud del potencial si la filtración del tubo de rayos X es correcta.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que afecten la calidad del haz de radiación.

**Equipos y accesorios:** Dosímetro y detectores apropiados para radiodiagnóstico con la opción de medición de exposición y tasa de exposición. Juego de filtros de Aluminio de pureza conocida y espesores calibrados (Aluminio aleación tipo 1100 es suficiente) cuyos espesores permitan la medición de CHR entre 1-4 mm Al, cinta métrica y dispositivo para el posicionamiento de los filtros a la salida del colimador.

**Procedimiento:**

- 1) Coloque el detector sobre la mesa radiológica a una altura de ésta suficiente para evitar la radiación retrodispersada ( $> 10$  cm).
- 2) Seleccione una distancia del foco del tubo de rayos X al detector de 75-100 cm.
- 3) Seleccione un tamaño de campo de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, centrado sobre el detector y coloque el dispositivo para el posicionamiento de los filtros.
- 4) Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
- 5) Seleccione en el dosímetro la opción de medición de exposición.
- 6) Seleccione en el mando del generador aquella estación de potencial cuyo valor medido sea el más próximo a 80 kVp. Seleccione una combinación mAs suficiente para obtener una exposición de aproximadamente 500 mR sin filtro. Esto lo puede lograr realizando una exposición previa y calculando el rendimiento (mR/mAs), luego es muy sencillo ajustar el mAs

para alcanzar la exposición deseada.

7) Realice 1 exposición sin filtro y anote la lectura del dosímetro.

8) Sin mover la geometría, coloque el filtro de menor espesor y realice otra exposición. Anote la lectura del dosímetro.

9) Repita el paso 8) agregando filtros al anterior e incrementando, por tanto, el espesor total hasta que logre una reducción de la lectura del dosímetro superior a la mitad de la lectura sin filtro.

10) Repita la exposición sin filtro. Anote la lectura del dosímetro. Si el resultado obtenido discrepa menos del 5% de la lectura inicial sin filtro, se considera válido el experimento de atenuación. En caso contrario repita el experimento.

**Interpretación y acciones:** La CHR se puede obtener por interpolación logarítmica según:

$$CHR = [t_2 \ln(2X_1/X_0) - t_1 \ln(2X_2/X_0)] / \ln(X_1/X_2)$$

donde:

$X_0$ : es el promedio de la exposición medida sin filtro.

$t_1$  y  $t_2$ : son los espesores de Al correspondientes a las exposiciones  $X_1$  y  $X_2$  entre las cuales se encuentra la capa hemirreductora (valor de espesor para el cual se obtiene una reducción de  $X_0$  a la mitad ( $X_0/2$ )).

Si desea conocer la energía efectiva la misma se puede calcular según:

$$E_{\text{eff}} = 32.6224(\mu)^{-0.3721} \quad (r^2=0.9961) \quad \text{Rango: 10-50 keV}$$

$$E_{\text{eff}} = 19.9854(\mu)^{-0.8902} \quad (r^2=0.9840) \quad \text{Rango: 50-100 keV}$$

donde:

$\mu$  : es el coeficiente de atenuación lineal en el medio,  $\mu = 0.693/CHR$ .

: densidad del aluminio ( $2.7 \text{ gcm}^{-3}$ ).

Compare el resultado obtenido con resultados anteriores y con la tolerancia establecida, la cual es dependiente de la forma de onda del generador. Si se obtiene un resultado fuera del rango válido, debe repetirse la prueba para la confirmación del mismo. Un valor de CHR por debajo del mínimo valor aceptado puede ser causado por una filtración del tubo inadecuada. Esta prueba es recomendable que se realice posterior a la evaluación de la exactitud y reproducibilidad del potencial. De manera análoga, una CHR excesivamente alta es indicadora de una filtración excesiva o quizás un indicador de metalización del tubo. Una filtración por debajo de la requerida es una situación para tomar acciones inmediatas. Hay que tener en cuenta el objetivo de la misma, la cual pretende eliminar la componente del haz de baja energía que no contribuyen a la imagen y si a una dosis innecesaria al paciente. La carencia de la filtración adecuada puede ser solucionada con la adición o colocación del filtro requerido cuando el equipo así lo permite. En caso de que la solución sea ésta, debe repetirse la prueba. En cualquier otro caso debe repetirse la prueba antes de solicitarse los servicios técnicos de electromedicina.

**Tolerancias:**

- Equipos monofásicos y 80 kVp:  $CHR \geq 2.3 \text{ mm Al.}$
- Equipos trifásicos y 80 kVp:  $CHR \geq 2.7 \text{ mm Al.}$

### 1.3.5. Medición del Tamaño del Punto Focal

Existen varios métodos para la medición del tamaño del punto focal. Entre éstos se encuentran, la medición con cámara de ranura, con patrones de estrella y con dispositivos que se basan en patrones de barras de resolución. En esta prueba se describen los métodos con el patrón de estrella y con el dispositivo de patrón de barras de Radiation Measurement Incorporated (RMI).

**Objetivo:** Determinar el deterioro gradual que se pueda presentar en el tamaño del punto focal del tubo de rayos X dada su importante influencia en el detalle de la imagen radiológica.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que afecten este parámetro.

**Equipos y accesorios:** Patrón de estrella de 2 grados o dispositivo para la medición del tamaño del punto focal con patrón de barras de resolución visual RMI 112B, cinta métrica, chasis o casete de cartón y película radiográfica de grano fino.

#### A) Medición del Tamaño del Punto Focal con Patrón de Estrella

##### Procedimiento:

- 1) Si dispone de un dispositivo para el montaje del patrón de estrella sitúe éste con el patrón a la salida del colimador, en su defecto, pegue el patrón con cinta adhesiva. En ambos casos, asegure que el haz central de rayos X sea perpendicular al patrón y que pasa por su centro.
- 2) Coloque un chasis cargado con película radiográfica sobre la mesa a una distancia del patrón de estrella igual a la distancia existente entre el foco del tubo y el patrón. Esto permite obtener una magnificación de 2.
- 3) Alinear todo de manera que el rayo central incida en el centro de la película radiográfica. Además la película debe estar paralela al patrón.
- 4) Seleccione un potencial y mA de uso clínico. El tamaño del punto focal es dependiente de los factores eléctricos empleados. Una técnica recomendada es la mitad del mA máximo posible en cada foco para 75 kVp. Ajuste el tiempo de exposición hasta lograr en la imagen una densidad óptica de 1,5.
- 5) Procese la película de manera usual.
- 6) Determine el factor de magnificación dividiendo el diámetro del patrón de estrella radiografiado por el diámetro verdadero.
- 7) Explore la imagen obtenida desde la periferia hasta encontrar la región en la cual, la imagen de los sectores desaparece. Esta es la región de contraste cero. Mida el diámetro de esta región en su más grande extensión y también en la dimensión perpendicular.

**Interpretación y acciones:** Calcule el tamaño del punto focal (TPF) para cada una de estas dos dimensiones según la fórmula:

$$TPF_{\text{medido}}(\text{mm}) = (N/57.3)(D/(M-1))$$

donde:

N es el ángulo del punto focal,

D el diámetro de la región de contraste cero en mm y M la magnificación.

Calcule la discrepancia entre el tamaño del punto focal medido con respecto al tamaño nominal dado por el fabricante o la discrepancia con respecto al valor de referencia según:

$$E(\%) = [(TPF_{\text{medido}} - TPF_{\text{nominal}})/TPF_{\text{nominal}}]100$$

donde:

$TPF_{\text{medido}}$  tamaño del punto focal medido.

$TPF_{\text{nominal}}$  tamaño del punto focal nominal dado por el fabricante o establecido en mediciones de aceptación o iniciales con el objetivo de contar con valores de referencia.

El tamaño del punto focal medido debe ser informado para los factores eléctricos utilizados. Varias regiones de contraste cero pueden ser encontradas en la misma imagen. Es extremadamente importante que la más grande dimensión sea usada en los cálculos. Si existe duda en cuanto a este dato, entonces repita la prueba con una magnificación menor debido a que puede obtenerse un resultado inferior en el cálculo. Si el patrón de estrella no es centrado adecuadamente la imagen resultará distorsionada. En este caso, hay que realinear el patrón y repetir la prueba. Compare el resultado con valores anteriores y con respecto al valor nominal dado por el fabricante. Un cambio del valor establecido puede ser causa de un deterioro de este parámetro y un indicador para tomar una decisión con respecto al tubo si la resolución del equipo, para los fines de uso clínico se ha visto afectada.

#### **Tolerancias:**

Valores permisibles de las dimensiones del punto focal según el valor del tamaño nominal.

Valor Nominal (mm)	Ancho (mm)	Largo (mm)
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
0.7	0.70 - 1.10	1.00 - 1.50
0.8	0.80 - 1.20	1.10 - 1.60
0.9	0.90 - 1.30	1.30 - 1.80
1.0	1.00 - 1.40	1.40 - 2.00
1.1	1.10 - 1.50	1.60 - 2.20
1.2	1.20 - 1.70	1.70 - 2.40
1.3	1.30 - 1.80	1.90 - 2.60
1.4	1.40 - 1.90	2.00 - 2.80
1.5	1.50 - 2.00	2.10 - 3.00
1.6	1.60 - 2.10	2.30 - 3.10
1.7	1.70 - 2.20	2.40 - 3.20
1.8	1.80 - 2.30	2.60 - 3.30
1.9	1.90 - 2.40	2.70 - 3.50
2.0	2.00 - 2.60	2.90 - 3.70
2.2	2.20 - 2.90	3.10 - 4.00
2.4	2.40 - 3.10	3.40 - 4.40
2.6	2.60 - 3.40	3.70 - 4.80
2.8	2.80 - 3.60	4.00 - 5.20
3.0	3.00 - 3.90	4.30 - 5.60

#### **B) Medición del Tamaño del Punto Focal con el Dispositivo de Patrón de Barras RMI112B**

##### **Procedimiento:**

- 1) Coloque una película radiográfica dentro de un casete de cartón, sin intensificador de imagen.
- 2) Sitúe dicho casete sobre el centro de la mesa radiológica y coloque directamente sobre la

mitad superior de éste, la base del dispositivo para la medición del tamaño del punto focal RMI 112B, bloqueando la restante mitad del casete con un bloqueador de plomo. Esto permite medir en una sola película ambos tamaños de punto focal. Tenga cuidado de colocar el dispositivo en la orientación ánodo-cátodo correcta según los rótulos del mismo.

3) Seleccione una distancia desde el foco hasta la película de 61 cm (DFP), lo cual asegura una distancia de 46 cm entre el foco del tubo de rayos X y el patrón de barras que se encuentra en la parte superior del dispositivo para lograr una magnificación de 4/3.

4) Seleccione un tamaño de foco (fino o grueso) y haga una exposición a aproximadamente 80 kVp y 10 mAs. En caso necesario ajuste el mAs hasta obtener una densidad óptica entre 1-1,5.

e) Repita la exposición para el otro tamaño de foco en la mitad de la placa que fue bloqueada durante la primera exposición.

5) Procese la película de manera usual, cuidando que en la imagen salgan los dos orificios que el dispositivo tiene en su parte superior.

**Interpretación y acciones:** Usando una lupa, examine los grupos de barras visualizadas en la imagen paralelos al eje cátodo-ánodo. Encuentre en la imagen el más pequeño grupo donde las tres barras sean vistas claramente. El punto focal usualmente no es circular y frecuentemente son dos manchas cercanas una de la otra. Un punto focal doble puede producir una imagen con 4 barras. Esta falsa resolución no debe ser confundida con la resolución adecuada la cual resulta en una imagen con tres barras. Los grupos perpendiculares pueden ser usados independientemente en cada dirección para estimar las dos dimensiones del punto focal o las 6 barras pueden usarse juntas para determinar la dimensión más grande del punto focal. La relación entre las barras visualizadas y el tamaño del punto focal efectivo para una magnificación de 4/3 se obtiene de la tabla 1.

Tabla 1. Tamaño del punto focal efectivo en función de los pares de líneas resueltas (PL/mm).

Grupo de barras más pequeño resuelto	PL/mm del grupo	Tamaño del Punto Focal Efectivo
1	0.84	4.3 mm
2	1.00	3.7 mm
3	1.19	3.1 mm
4	1.41	2.6 mm
5	1.68	2.2 mm
6	2.00	1.8 mm
7	2.38	1.5 mm
8	2.83	1.3 mm
9	3.36	1.1 mm
10	4.00	0.9 mm
11	4.76	0.8 mm
12	5.66	0.7 mm

Para ambos ejes de la dirección cátodo-ánodo, calcule la discrepancia entre el tamaño del punto focal efectivo medido con respecto al tamaño nominal dado por el fabricante o la discrepancia con respecto al valor de referencia, según la misma expresión de la prueba con patrón de estrella.

Para comprobar la magnificación requerida, mida la distancia entre los centros de los dos orificios visualizados en la imagen. Con una magnificación de 4/3, la distancia entre éstos debe ser 8 cm. Si la distancia no es 8 cm, ajuste la distancia DFP y repita la prueba. La distancia DFP puede ser calculada por la fórmula  $DFP = 15.2(M/M-1)$ , donde M, es la magnificación la cual es igual a la distancia medida entre los orificios visualizados en la película dividida por 6. Anote la distancia a la cual la magnificación adecuada es alcanzada para futuras referencias. La diferencia entre el valor de DFP calculado y los 61 cm requeridos tiene que ser menor que el 2% de DFP=61 cm (1.2 cm). En caso contrario, el error tiene que ser corregido. Para evaluaciones de la consistencia de la prueba, la magnificación tiene que ser siempre la misma.

**Tolerancias:** Ver las tolerancias de la prueba anterior. Tener en cuenta además que este método tiene una inexactitud en el valor calculado del 16%.

## **Capítulo 2. EVALUACION DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN RADIOGRAFICA**

### **2.1. Consideraciones Generales**

La obtención de imágenes radiológicas de calidad, lo cual significa, con valor suficiente para la realización del diagnóstico médico, es el principal objetivo de la radiología diagnóstica. De aquí, la importancia de la evaluación periódica de la misma. La calidad de la imagen radiográfica es el resultado del estado en que se encuentren cada uno de los componentes del sistema radiológico que intervienen en la obtención de ésta. Por tanto, su calidad, es dependiente de múltiples parámetros, dentro de los que no sólo se encuentran aquellos relacionados con el equipo de rayos X.

Existen variados métodos que permiten evaluar la calidad de la imagen radiográfica. En esta guía, se describe una prueba que evalúa la calidad de la imagen radiográfica bajo simulación clínica, empleando maniquí y en términos de resolución espacial mediante patrones de barras de resolución visual.

### **2.2. Evaluación de Calidad de la Imagen Radiográfica con Patrones de Barras de Resolución Visual**

**Objetivo:** Evaluar la calidad de la imagen radiográfica para detectar afectaciones en la misma. En conjunto con la determinación de la dosis de entrada evaluar la adecuación de los procedimientos radiográficos.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparaciones en cualquier componente del sistema radiográfico que influya en la calidad de la imagen.

**Equipos y Accesorios:** Patrones de barras de resolución visual de alto y bajo contraste, cubeta de agua o láminas de acrílico de 30x30 cm hasta un total de 20 cm de espesor, cinta métrica, chasis, películas radiográficas y densitómetro.

#### **Procedimiento:**

1) Llene con agua la cubeta hasta un altura de 20 cm y colóquela sobre la mesa. Haga una marca en la cubeta de manera que siempre se tenga la misma atenuación y dispersión en futuras evaluaciones. Si usa un maniquí de láminas de acrílico use siempre la misma cantidad de láminas.

2) Coloque dentro de la cubeta el patrón de resolución de alto contraste con ayuda de algún dispositivo de sujeción de bajo número atómico, que permita fijarlo en el centro de la cubeta a la mitad de la profundidad de agua. En caso de que utilice un maniquí de acrílico, sitúe el patrón entre las planchas del maniquí, a manera de sandwich, tratando de que éste quede en el centro y a la mitad de la altura del maniquí.

3) Para una técnica radiográfica de partes blandas, coloque en la gaveta porta-chasis de la mesa, un chasis con película de los típicos que en la instalación se usan para este tipo de radiografía (en cuanto a tamaño y combinación película-pantalla). Centre debajo de la cubeta de agua o del maniquí de acrílico el chasis con película. Marque el chasis y anotar las características de la combinación película-pantalla utilizada.

4) Sitúe el tubo de rayos X a la distancia foco-película que normalmente se utiliza para la técnica en cuestión. Anótela.

5) Seleccione un tamaño de campo sobre la superficie del agua de la cubeta o del maniquí de acrílico que se corresponda aproximadamente con el tamaño del campo a la entrada que se utiliza para un paciente normal. Anótelo.

6) Seleccione en el panel de mando del equipo los parámetros eléctricos de tamaño de foco, kVp, mA y mAs que normalmente se utilizan en la instalación para un paciente adulto normal en la proyección radiográfica tratada. Anótelos.

7) Realice la exposición y procese la película de manera habitual.

8) Repita los pasos 2) al 7) para el patrón de resolución de bajo contraste. Repita además la prueba para otros chasis en uso y/o otras combinaciones películas-pantallas que también se usen para el estudio en cuestión.

9) Determine la dosis de entrada que se imparte en el estudio para las condiciones de exposición utilizadas, según el procedimiento descrito en el Capítulo 3.

**Interpretación y acciones:** Con ayuda de una lupa y en un buen negatoscopio, lea en cada película expuesta, el número máximo de pares de líneas por mm (LP/mm) que se resuelven visualmente. Utilice para esto más de un observador. Determine con el densitómetro la densidad óptica existente en las zonas de la película cercanas al lugar donde se visualiza el patrón de resolución. Anote todos estos datos. Si desea, la resolución espacial en mm la puede calcular, como el inverso del número de LP/mm dividido por dos.

Compare los resultados obtenidos para la prueba, así como el resultado de la dosis de entrada, con resultados anteriores y/o de referencia, si éstos existen. En caso de que existan diferencias significativas, repita la prueba. Si las diferencias persisten, lleve a cabo acciones investigativas con el objetivo de encontrar la causa o causas que están influyendo en los nuevos resultados. Si además, las diferencias obtenidas denotan una disminución de la calidad de la imagen y/o un incremento significativo de la dosis de entrada, tome las acciones correctivas que procedan.

**Tolerancias:** Que la resolución espacial medida en LP/mm no discrepe significativamente con respecto a los resultados de referencia.

## Capítulo 3. DETERMINACION DE LA DOSIS DE ENTRADA EN PACIENTE

### 3.1. Consideraciones en cuanto a la medición

La magnitud a determinar es la dosis absorbida en la superficie del paciente que es llamada también dosis de entrada. La dosis de entrada se define, como la dosis absorbida en aire en el punto de intersección del eje del haz de radiación con la superficie de entrada del paciente, incluyendo la radiación retrodispersada. La dosis de entrada se expresa en miligrays (mGy).

Debe obtenerse la dosis típica que se suministra a un adulto promedio mediante técnicas radiográficas y equipos de rayos-X específicos de cada institución hospitalaria, para los exámenes más comunes que en la misma se realicen. Pueden realizarse las mediciones bajo 3 variantes diferentes:

La primera, que es la técnica dosimétrica por excelencia, midiendo directamente con dosimetría termoluminiscente “in vivo” sobre pacientes escogidos con características semejantes a un paciente adulto de referencia. Dadas las características de los dosímetros termoluminiscentes (TLD), resulta fácil su colocación en la superficie de entrada del paciente sin afectar el estudio. En esta variante la medición incluye la retrodispersión propia del paciente considerándose las condiciones reales de la exposición.

La segunda, realizando estas mismas mediciones con TLD pero sobre un maniquí.

La tercera, que es la que se describe en esta Guía, consiste en realizar mediciones de la exposición ó kerma de entrada en aire-libre, para la técnica del examen en cuestión y este valor, corregirlo según la calidad de la radiación incidente, la geometría de la medición con respecto a la posición del paciente durante el examen real, y el factor de retrodispersión correspondiente. Para ésto se requiere de dosímetros calibrados en aire. Alternativamente, puede realizarse la medición con una cámara de ionización de tipo transmisión situada a la salida del colimador para medir el producto dosis-área lo cual permite la medición en el propio momento de la realización del estudio con el paciente. Posteriormente y conociendo el área de la cámara irradiada y los restantes datos necesarios se puede calcular la dosis de entrada.

Para lograr resultados comparativos con este último método, deben primeramente seleccionarse los exámenes a evaluar, lo cual tiene que ver con la frecuencia de ejecución de los mismos. Después, para cada examen, debe llegarse a una conclusión acerca de la técnica que se usaría para lograr un diagnóstico válido en un adulto promedio en cada equipo.

Las técnicas variarán no sólo entre instituciones o entre equipos aún de la misma institución, sino también, entre los criterios de un técnico a otro. Debe lograrse una combinación de parámetros técnicos para cada equipo y por cada examen, la cual puede variar de un período a otro por cambios que sufra el equipo y/o cambios en la calidad del revelado que obligan a un cambio en las técnicas, etc.

Esto es lo que hace valioso la vigilancia periódica de las dosis, pues se registran los valores correspondientes a una técnica determinada, lo que permite tomar decisiones con respecto a la optimización de las técnicas y las dosis suministradas al paciente. Estas dosis podrán compararse con los niveles de referencia nacionales o internacionales, y por supuesto archivar los valores de dosis típicas para cada examen para comparaciones futuras.

Por último, las mediciones de dosis deben acompañarse con algún método de prueba que evalúe la calidad de la imagen, de manera que se pueda disponer de criterios para la consecución del objetivo principal, la obtención de imágenes diagnósticas de calidad con el menor riesgo posible para el paciente y el trabajador ocupacionalmente expuesto.

### 3.2. Determinación de la Dosis de Entrada con Cámara de Ionización

**Objetivo:** Determinar la dosis de entrada típica recibida por un paciente adulto de referencia producto de exámenes frecuentes y comparar dichos resultados con los niveles orientativos recomendados nacionalmente o en las Normas Básicas Internacionales de Seguridad. Esto, como prueba de vigilancia y seguimiento de las dosis recibidas para poder así, tomar acciones investigativas y correctivas sobre el procedimiento radiológico en caso de que éste lo requiera.

**Frecuencia:** Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que afecten la exposición de salida del generador.

**Equipos y accesorios:** Dosímetro y detectores apropiados para radiodiagnóstico calibrados en aire, filtros calibrados de Al, dispositivo para la colocación de los filtros a la salida del colimador y cinta métrica.

**Procedimiento:**

- 1) Coloque el detector sobre la mesa radiológica a una altura de ésta suficiente para evitar la radiación retrodispersada (una distancia recomendada es la correspondiente al espesor de un paciente normal en su proyección AP/PA, 23 cm aproximadamente).
- 2) Coloque una distancia del foco del tubo de rayos X al receptor de imagen de uso clínico 91 ó 102 cm (36" o 40"). Anote la distancia foco-detector.
- 3) Seleccione un tamaño de campo de referencia de 10x10 cm<sup>2</sup>, a la entrada del paciente, que centrado el detector en éste, se evite incluir dentro del campo cualquier elemento dispersante innecesario del detector y su soporte.
- 4) Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
- 5) Seleccione en el dosímetro la opción de medición de exposición.
- 6) Seleccione para el examen deseado los factores electrotécnicos de uso clínico para un paciente adulto de referencia. Anótelos.
- 7) Realice 5 exposiciones y anote las lecturas del dosímetro.
- 8) Mida la capa hemirreductora para el potencial usado en el examen según las instrucciones de la prueba, Determinación de la Capa Hemirreductora.
- 9) Repita los pasos 6) al 8) para cada examen de interés.

**Interpretación y acciones:** Calcule la dosis de entrada como kerma de entrada referida a aire según:

$$K = 8.76 \times \text{BSF } k_q k_d (\text{DFC}/\text{DFS})^2$$

donde:

8.76: factor de conversión de exposición en R a kerma en aire en mGy.

X: promedio de la exposición medida en R.

BSF: factor de retrodispersión del tejido.

$k_q$ : factor de corrección por calidad de la radiación.

$k_d$ : factor de corrección por densidad del aire.

DFC: distancia foco-punto de referencia de la cámara o detector.

DFS: distancia foco-superficie de entrada al paciente para el estudio en cuestión.

El factor de retrodispersión es dependiente de la calidad del haz de radiación, del tamaño

del campo utilizado y del tejido irradiado. Para el agua, como simulador de tejido de referencia, sus valores medidos con TLD en un maniquí de agua se muestran en la tabla que a continuación se presenta.

Tabla 2. Factores de retrodispersión medidos con TLD en un maniquí de agua (Tomado de la referencia 11).

	Tamaño del Campo (cm x cm)				
CHR (mm AL)	10x10	15x15	20x20	25x25	30x30
2.0	1.26	1.28	1.29	1.30	1.30
2.5	1.28	1.31	1.32	1.33	1.34
3.0	1.30	1.33	1.35	1.36	1.37
4.0	1.32	1.37	1.39	1.40	1.41

Alternativamente, puede utilizarse para el cálculo del BSF, en las proyecciones radiográficas que a continuación se presentan, las expresiones numéricas resultantes para los datos correspondiente a un paciente matemático-antropomórfico obtenidos por técnica de Monte Carlo (referencia 11):

Para Tórax pósterio-anterior. Campo a la entrada 30x38 cm<sup>2</sup>:

$$\text{BSF} = 0.9970 + 0.1475\text{CHR} - 0.01545\text{HVL}^2$$

Para Columna lumbar lateral. Campo a la entrada 11x14 cm<sup>2</sup>:

$$\text{BSF} = 1.0961 + 0.0849\text{HVL} - 0.00919\text{HVL}^2$$

Para Abdomen antero-posterior. Campo a la entrada 26x35 cm<sup>2</sup>:

$$\text{BSF} = 0.9240 + 0.2551\text{HVL} - 0.0309\text{HVL}^2$$

El factor de corrección por calidad de la radiación es la dependencia energética del detector y se encuentra en su certificado de calibración.

La corrección por densidad del aire se obtiene según:

$$k_d = (P_o/P)(273.15 + T)/(273.15 + T_o)$$

donde:

P<sub>o</sub> y T<sub>o</sub>, son la presión y temperatura de referencia a la que fue calibrado el detector en el Laboratorio Patrón Secundario y P y T, la presión y temperatura del aire del local donde es medida la exposición.

Para el cálculo de la DFS, utilice los espesores de un paciente adulto promedio que se presentan en la siguiente tabla:

Tabla 3. Espesores radiográficos para un paciente de referencia.

Proyección Radiográfica	Espesor en cm
Tórax PA	23
Tórax LAT	32
Abdomen, Pelvis AP	23
Columna Lumbo-Sacra PA	23
Columna Lumbo-Sacra LAT	30
Cráneo AP/PA	19
Cráneo LAT	15
Extremidades inferiores (pie)	8

Las dosis de entrada resultantes deben compararse con los niveles orientativos establecidos nacionalmente o en su defecto recomendados en las Normas Básicas Internacionales de Seguridad (NBIS). Estos niveles son un indicador de la cantidad de radiación suficiente para lograr en la mayoría de los sistemas radiológicos un resultado satisfactorio. Por lo tanto, resultados significativamente superiores a éstos, deben implicar una acción investigativa del sistema radiográfico y del procedimiento radiológico en general que descubra las razones de éstas dosis excesivas. Por otra parte, resultados muy inferiores deben incitar a evaluaciones de calidad de imagen.

**Tolerancias:** Las dosis de entrada no deben sobrepasar significativamente los niveles orientativos establecidos. A manera de referencia y en ausencia de valores nacionales pueden utilizarse los valores recomendados en las NBIS (Tabla 4).

Tabla 4. Niveles orientativos recomendados en las Normas Básicas Internacionales de Seguridad.

EXAMEN	Dosis de Entrada (mGy)	
Columna Vertebral Lumbar	AP	10
	LAT	30
	ASL	40
Abdomen, Urografía y Colecistografía intravenosa	AP	10
Pelvis	AP	10
Articulación de la cadera	AP	10
Tórax	PA	0.4
	LAT	1.5
Columna Vertebral Torácica	AP	7
	LAT	20
Cráneo	AP	5
	PA	5
	LAT	3

Dada en Ciudad de la Habana a los 5 días del mes de Mayo de 1998.

Aprobado:

---

Ing. Dulce María Martínez Pereira  
Directora CCEEM

## TERMINOS Y DEFINICIONES

*Calidad del haz:* Capacidad del haz de penetrar la sustancia. Esta es función del espectro de energía de la radiación incidente. Para los efectos de esta guía la determina el CHR.

*Detector, dosímetro:* dispositivos que conformado por un electrómetro y un detector (cámara de ionización o detector de estado sólido) calibrados, permiten medir la radiación en unidades eléctricas y/o radiológicas.

*Campo:* Intersección del haz de radiación con un plano perpendicular al eje del haz.

*Capa hemirreductora (CHR):* Es la capa de material estándar requerido para reducir la tasa de dosis absorbida a la mitad de su valor original, medida por un instrumento calibrado. Es usualmente dada en mm de Al por debajo de 120 kV, mientras que por encima de 120 kV y hasta 400 kV se mide en mm Cu, aunque también se puede usar Cu a partir de 50 kV. La CHR es una medida de la energía efectiva del haz de radiación.

*Colimadores:* Dispositivos del equipo de rayos-X que limitan el haz de radiación en su sección transversal y se utilizan para limitar el tamaño del campo al cual va a ser irradiado el paciente. También se conocen como diafragmas.

*Dosis absorbida:* Energía media impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen de masa dm:  $D = dE/dm$ . Se mide en J/Kg con el nombre especial de Gray (Gy).

*Densidad de transmisión óptica (Densidad óptica, DO):* Logaritmo decimal de la relación entre el flujo de energía radiante transmitido ( $I_t$ ) que pasa a través del espécimen y emerge de una superficie diferente a aquella sobre la cual el flujo incidente incide y el flujo incidente ( $I_i$ ) en la apertura definida por el área del espécimen sobre el cual es hecha la medición:  $D = -\log_{10}(I_t/I_i)$ . Se utiliza en radiología para medir el grado de ennegrecimiento de una emulsión radiográfica.

*Eje del haz:* Eje central del haz; normalmente definido por la línea de simetría a través del colimador.

*Energía efectiva:* Es la energía de los fotones equivalente a la radiación monoenergética que tenga la misma CHR de la radiación en cuestión. Se mide en keV.

*Exposición:* Valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones incidentes en una masa de aire dm, son completamente frenados en esta. Esta magnitud ha sido remplazada por el Kerma en aire, medido en Gray (Gy).

eV: Energía cinética que adquiere un electrón sometido a la diferencia de potencial de 1Volt.  
 $1 \text{ keV} = 1000 \text{ eV}$ .

*Filtro, filtración:* Material interpuesto al haz útil, el cual absorbe preferentemente la radiación de menos penetración (menos energía).

*Filtración inherente:* Filtro permanente interpuesto al haz útil; incluye la ventana del tubo de rayos X y cualquier envoltura o dispositivo del tubo que se interponga al haz.

*Filtración adicional:* Cualquier filtro adicional a la filtración inherente.

*Filtración total:* Suma de la filtración inherente y la filtración adicional. Según la diferencia de potencial máxima del equipo la mínima filtración total es la siguiente:  
- hasta e incluyendo 70 kV: 1.5 mm Al

- por encima de 70 kV y hasta 110 kV incluyendolo: 2.0 mm Al
- por encima de 110 kV: 2.5 mm Al

*Kerma*: Suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas por unidad de masa de un material especificado. La kerma es medida en las mismas unidades que la dosis absorbida. En el sistema internacional de unidades se mide en J/kg y su nombre especial es el Gray (Gy).

*Haz*: Región del espacio atravesada por la radiación desde el foco, sus límites están definidos por el colimador.

*kV*: Unidad de diferencia de potencial eléctrico igual a 1000 V.

*Kilovoltímetro*: Dispositivo electrónico que permite medir la diferencia de potencial en kV.

*Radiación ionizante*: Cualquier radiación electromagnética o partícula capaz de producir iones directa o indirectamente en su interacción con la materia. En esta Guía con el término de radiación nos referimos a los rayos-X.

*Maniquí*: Volumen de material de tejido equivalente usado para simular la absorción y dispersión característica que ocurre en el cuerpo del paciente o en una porción de éste.

*Radiación dispersa*: Radiación que cuando pasa a través de la materia se desvía de su dirección.

*Radiación directa*: Se refiere a la radiación que pasa a través de la ventana, abertura, cono, o cualquier otro tipo de colimación del cabezal de la fuente.

*Radiación de fuga*: Toda radiación proveniente de la fuente o del cabezal del tubo excepto la radiación directa o útil.

*Rayos-X*: Radiación electromagnética de alta frecuencia, (corta longitud de onda) producida en el interior de un tubo al vacío empleando un campo eléctrico de alta tensión.

*Tamaño de campo*: Área del campo; como norma deben coincidir el área del campo de radiación con el área del campo lumínico, ya que mediante esta última se selecciona el tamaño de campo a irradiar.

*Tasa de Dosis*: Variación de la dosis absorbida en el tiempo.

## BIBLIOGRAFIA

- 1.- American Association of Physicists in Medicine; "Basic Quality Control in Diagnostic Radiology"; AAPM report no. 4; reprinted 1981.
- 2.- Organización Panamericana de la Salud; "Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico"; OPS Publicación Científica 469; Washington DC; 1984.
- 3.- U.S. Department of Health, Education and Welfare; "Quality Assurance for Radiographic X-ray Units and Associated Equipment"; HEW Publication 79-8094; USA; 1979.
- 4.- U.S. Department of Health and Human Service; "A Basic Quality Assurance Program for Small Diagnostic Radiology Facilities"; National Center for Devices and Radiological Health; HHS Publication FDA 83-8218; USA; 1983.
- 5.- International Society of Radiographers and Radiological Technicians; "Quality Control Handbook"; WHO-ISRRT; 1986.
- 6.- National Council on Radiation Protection and Measurements; "Quality Assurance for Diagnostic Imaging"; NCRP Report No.99; Bethesda MD; 1988.
- 7.-American Association of Physicists in Medicine; "Protocols for the Radiation Safety Surveys of Diagnostic Radiological Equipment"; AAPM report No.25; 1988.
- 8.- International Electrotechnical Commission; "Radiation Protection in Medical X-ray equipment 10 kV to 400 kV"; IEC Publication 407; Genève Swiss; 1973.
- 9.-International Electrotechnical Commission; "Characteristics of Focal Spots in Diagnostic X-ray Tube Assemblies for Medical Use"; IEC Publication 336; Genève Swiss; 1982.
- 10.- Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Science in Medicine; "National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology"; NRPB; UK; 1992.
- 11.- International Commission on Radiological Protection; "Protection of the Patients in Diagnostic Radiology"; ICRP Publication 34 Volumen 9 No. 273; 1982.
- 12.- National Radiation Protection Board; "Patient Dose Radiation in Diagnostic Radiology"; NRPB; London; 1990.
- 13.-Organismo Internacional de Energia Atómica; "Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de las Fuentes de Radiación"; Colección Seguridad No.115; OIEA Viena; 1997.

## ANEXO I

Modelos de recogida de datos para el control de calidad en equipos de radiografía .

MINISTERIO DE SALUD PUBLICA

CENTRO DE CONTROL ESTATAL DE EQUIPOS MEDICOS

### CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA

Datos Generales:

Fecha: \_\_\_\_\_

Institución: \_\_\_\_\_

Dirección: \_\_\_\_\_ Teléfono: \_\_\_\_\_

Radiólogo responsable del servicio: \_\_\_\_\_

Técnico colaborador del servicio: \_\_\_\_\_

Físico responsable de las evaluaciones: \_\_\_\_\_

Datos del Equipo:

Tipo de Equipo: \_\_\_\_\_

#### Generador:

Marca y Modelo: \_\_\_\_\_ No de Serie : \_\_\_\_\_

Forma de la Onda: \_\_\_\_\_ (1P-F, 1P-H, 3P-6, 3P-12, CP)

Potencial máximo: \_\_\_\_\_ kV Corriente máxima: \_\_\_\_\_ mA

Valores de corriente Foco Fino: \_\_\_\_\_ mA

Valores de corriente Foco Grueso: \_\_\_\_\_ mA

#### Tubo de Rayos X:

Marca y Modelo: \_\_\_\_\_ No Serie: \_\_\_\_\_

Tipo: \_\_\_\_\_

Material del ánodo: \_\_\_\_\_

Filtración total: \_\_\_\_\_ mm Al

Inherente: \_\_\_\_\_ mm Al

Adicional: \_\_\_\_\_ mm Al

Tamaño Foco Fino : \_\_\_\_\_ mm

Tamaño Foco Grueso: \_\_\_\_\_ mm

## 1. Inspección Física de la Instalación.

- A) La unidad en posición libre e inmóvil es mecánicamente estable: Si \_\_\_\_ No \_\_\_\_
- B) El tubo de Rx tiene indicador del punto focal: Si \_\_\_\_ No \_\_\_\_
- C) El sistema de colimadores funciona correctamente: Si \_\_\_\_ No \_\_\_\_
- D) Comprobación de los movimientos y frenos del tubo de rayos X y su soporte:
- movimiento vertical: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
  - movimiento horizontal: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
  - movimiento vertical/horizontal: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
  - movimiento angular: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
- E) Comprobación de los movimientos y frenos de la gaveta porta-chasis y del soporte del paciente (mesa radiológica).
- movimiento del sistema RI en mesa radiológica: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
  - movimiento de la mesa radiológica: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
  - movimiento del montaje del bucky vertical: \_\_\_\_\_ Freno: \_\_\_\_\_
- F) Comprobación de los indicadores del panel del generador:
- indicador de exposición: \_\_\_\_\_
  - indicador de foco: \_\_\_\_\_
  - indicadores de parámetros electrotécnicos: \_\_\_\_\_

**Observaciones:** \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

### 1.1. Comprobación del Circuito Bloqueador de Sobrecarga.

kVp	Tiempo (s)	CMPT	CMTT	CMPT/CMTT	Resultado

**Observaciones:** \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## 2. Exactitud de la Escala Indicadora de Distancia .

A) Si se conoce la ubicación del punto focal:

Valor indicado en cm	Valor medido en cm	Exactitud en %

B) Si no se conoce la ubicación del punto focal:

Distancia foco-película indicada (DFP): \_\_\_\_\_ cm

Tamaño real del hueco de la plancha de plomo $TH_{real}$	
Tamaño del hueco visualizado en la película sobre mesa $TH_1$	
Tamaño del hueco visualizado en la película en porta-chasis $TH_2$	
Magnificación M1 de $TH_1$	
Magnificación M2 de $TH_2$	
Distancia plancha película sobre mesa $DHP_1$	
Distancia plancha película en porta-chasis $DHP_2$	
Distancia foco-película en porta-chasis calculada $DFP_{real}$	
Exactitud en %	

Observaciones: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## 3. Perpendicularidad Mesa-Tubo de Rayos X.

Distancia Foco-Mesa (DFM): \_\_\_\_\_ cm      Desplazamiento del Tubo: \_\_\_\_\_ cm

Posición	Desplazamiento centro del retículo (cm)	Cuadrante	% de DFM
izquierda			
derecha			
centro			

Observaciones: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

**4. Coincidencia Campo de Radiación/Campo Luminoso y Alineación Centros Campo de Radiación/Campo Luminoso.**

Distancia Foco-Película (DFP): \_\_\_\_\_ cm Potencial: \_\_\_\_\_ kVp Corriente-Tiempo: \_\_\_\_\_ mAs

Tamaño lados campo luminoso seleccionado						
Tamaño lados campo de radiación medido						
Discrepancia como % de DFP						
Discrepancia eje izquierdo (cm)						
Discrepancia eje derecho (cm)						
Suma como % de DFP						
Discrepancia eje anterior (cm)						
Discrepancia eje posterior (cm)						
Suma como % de DFP						
Desviación de los centros campo rad/luminoso						
% de DFP						

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**5. A) Medición del Tamaño del Punto Focal según Patrón de Estrella.**

Modelo del Patrón: \_\_\_\_\_  
 Número de pares de rayas: \_\_\_\_\_ Angulo entre rayas: \_\_\_\_\_ grados  
 Número de sectores: \_\_\_\_\_ Angulo entre sectores: \_\_\_\_\_ grados  
 Distancia Foco-estrella: \_\_\_\_\_ cm  
 Distancia Estrella-Imagen: \_\_\_\_\_ cm  
 Magnificación: \_\_\_\_\_

**FOCO FINO.**

Tamaño Nominal: \_\_\_\_\_ mm  
 Parámetros eléctricos de la exposición: \_\_\_\_\_ kVp, \_\_\_\_\_ mA y \_\_\_\_\_ mAs  
 Identificador de la Película: \_\_\_\_\_ DO: \_\_\_\_\_

Dirección de evaluación	Dimensión Contraste Cero (mm)	TPF calculado (mm)	DIF (%) vs TNominal
paralela ánodo-cátodo			
perpendicular ánodo-cátodo			

**FOCO GRUESO.**

Tamaño Nominal: \_\_\_\_\_ mm

Parámetros de exposición: \_\_\_\_\_ kVp, \_\_\_\_\_ mA y \_\_\_\_\_ mAs

Identificador de la Película: \_\_\_\_\_ DO: \_\_\_\_\_

Dirección de evaluación	Dimensión Cero (mm)	Contraste	TPF (mm)	calculado	DIF (%) vs TNominal
paralela ánodo-cátodo					
perpendicular ánodo-cátodo					

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**B) Medición del Tamaño del Punto Focal Efectivo según patrón de barras de resolución.**

Tipo de Patrón: \_\_\_\_\_ No. de Serie: \_\_\_\_\_ Distancia Foco-Película: \_\_\_\_\_ cm

Foco	No. de la película	Tamaño nominal (mm)	kVp	mA	mAs	Menor grupo resuelto	PL/mm	DO	Tamaño efectivo (mm)	E (%)
fino										
grueso										

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**6. Exactitud y Reproducibilidad del Potencial.**

Kilovoltímetro: \_\_\_\_\_ No.Serie: \_\_\_\_\_

kVp nominal								
mA								
mAs								
DFDetector								
kVp1								
kVp2								
kVp3								
Media								
DE								
CV (%)								
E (%)								

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**7. Medición de la Capa Hemirreductora (CHR).**

Dosímetro: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Detector: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Filtros: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Distancia Foco-Filtro: \_\_\_\_\_ cm

Distancia Foco-Detector: \_\_\_\_\_ cm

kVp								
mA								
mAs								
Medición en:								
sin filtro								
mm Al								
mm Al								
mm Al								
mm Al								
mm Al								
mm Al								
sin filtro								
CHR								

Observaciones: \_\_\_\_\_

#### 8. Reproducibilidad y Linealidad de la Exposición. Rendimiento del Generador.

Dosimetro: \_\_\_\_\_ No.Serie: \_\_\_\_\_

Detector: \_\_\_\_\_ No.Serie: \_\_\_\_\_

Valor nominal del selector de Potencial más próximo a 80 kVp: \_\_\_\_\_ kV

Valor de potencial medido: \_\_\_\_\_ kVp

Distancia Foco-Detector: \_\_\_\_\_ cm

									FF	FG
Foco	kV	mA	mAs	mR	mR	mR	Media	CV (%)	mR/mAs	mR/mAs
									CL	

Observaciones: \_\_\_\_\_

### 9. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición.

Dosimetro: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Detector: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Potencial: \_\_\_\_\_ kVp

Umbral en la medición duración del pulso: \_\_\_\_\_

Foco	mA	mAs	t selec.	t1	t2	t3	Media	DE	CV (%)	E (%)

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**10. Evaluación de Calidad de la Imagen Radiográfica con Patrón de Barras de Resolución.**

Maniquí: \_\_\_\_\_

Patrón de Barra: \_\_\_\_\_ No.Serie: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

DFP: \_\_\_\_\_ cm Campo: \_\_\_\_\_ cmxcm

Combinación película-pantalla	kVn	mA	mAs	CHR mmAl	kVp	DO	PL/mm

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**11. Medición de la Dosis de Entrada.**

Dosímetro: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Detector: \_\_\_\_\_

No.Serie: \_\_\_\_\_

Estudio					
kV nominal					
kVp medido					
mA/mAs					
DFP estudio					
Espesor paciente cm					
Campo estudio					
Dist. Foco-Detector					
Campo medición					
X1 en: __ mR __ mGy					
X2					
X3					
X4					
X5					
Xmedia a la entrada					
CHR mm Al					
K <sub>q</sub>					
K <sub>d</sub>					
BSF					
Dosis de Entrada					

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_