

7013-152 - 1527

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA
ARCAL I - PROJETO PROTEÇÃO RADIOLÓGICA - RLA/9/009
WORKSHOP DE CONTROLE DE QUALIDADE EM RAIOS-X DIAGNÓSTICO

29 de agosto a 9 de setembro de 1988

CO-PATROCINADO POR
COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA
RIO DE JANEIRO - BRASIL

MANUAL DE GARANTIA DE CALIDAD EN RADIOLOGIA ORAL

de

PEIXOTO, João Emilio
FERREIRA, Rubemar de Souza
BESSA, Sonia Oliveira
DOMINGUES, Claudio
GOMES, Carlos Almeida
OLIVEIRA, Sergio Luiz Girão
ORTIZ, Jorge A. Puerta

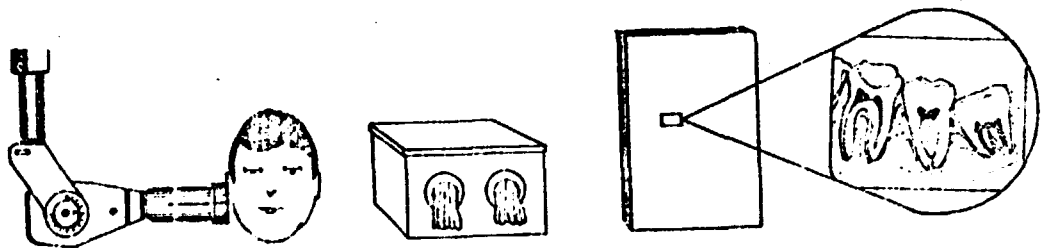
I.R.D.

C.P. 37550

Rio de Janeiro - RJ

Brasil

MANUAL DE GARANTIA DE CALIDAD
EN RADIOLOGIA ORAL



Joao E. Peixoto
Rubemar S. Ferreira
Sonia O. Bessa
Claudio Domingues
Carlos A. Gomes
Sergio L.G. Oliveira
Jorge A. Puerta Ortiz

* - Publicación conjunta del Instituto de Radioproteção e Dosimetria CNEN/Brasil y el Instituto de Asuntos Nucleares de Colombia.

EL EQUIPO DE RAYOS-X

1 - TUBO DE RAYOS-X

Basicamente consiste en una ampolla de vidrio sellada con el fin de mantener en un ambiente de vacío un cátodo y un ánodo instalados en su interior.

El hecho de aplicar una determinada corriente en el filamento produce una nube de electrones libres en torno del cátodo (emisión termoiónica), que cuando son acelerados por la alta tensión aplicada al tubo (kV de su equipo) son dirigidos en el sentido cátodo-ánodo. De esta forma, a gran velocidad, interactúan a nivel atómico con el material del ánodo donde son frenados bruscamente por el campo Coulombiano de estos átomos. En este proceso de frenamiento, los electrones liberan parte de su energía de movimiento en forma de rayos-X, y gran parte en forma de calor. Los rayos-X producidos en este proceso si puede denominar como 'radiación de frenado' o 'bremstrahlung'.

La porción del haz de radiación producido que sigue la trayectoria de la abertura de la protección de plomo y del diafragma constituye el haz primario de radiación.

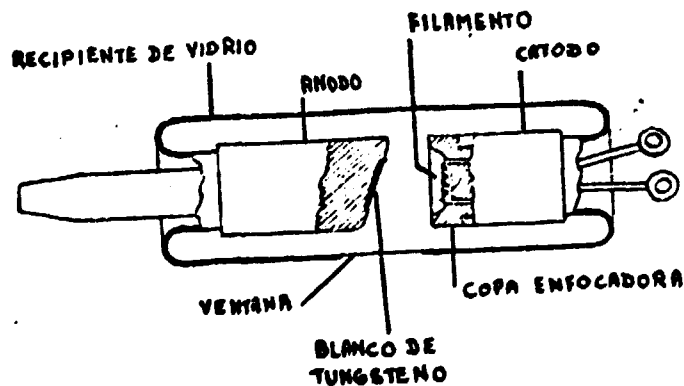


Figura 1 - Tubo de rayos-X y sus principales componentes.

2 - LA ALTA TENSION DEL TUBO DE RAYOS-X

En todos los circuitos , para producción de rayos-X, el voltage es transformado de una red de 110 o 220 Vc'tios al kiloVoltage deseado con la misma forma de onda de entrada muchas veces aumentado en su amplitud. Cuando obserbamos la forma de onda en una red de corriente alternada (CA) vemos que varia de un valor proximo a cero a un valor maximo, volviendo a cero y sigue disminuyendo hasta un valor minimo, y luego sube hasta un valor maximo pasando por cero como se muestra en la figura 2.

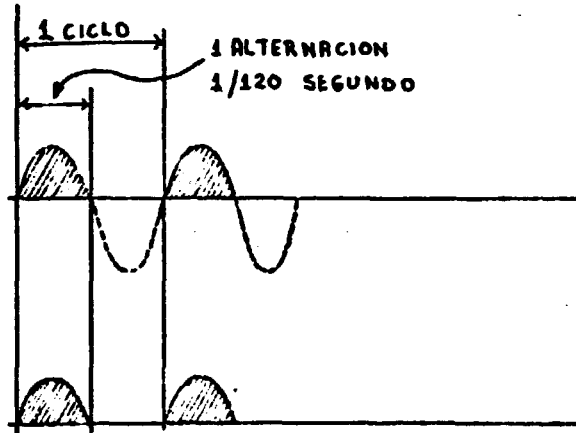


Figura 2 - Forma de onda de la corriente alternada.

Aunque muchos circuitos no son sensibles al cambio de dirección del flujo de electrones, el tubo de rayos-X no tolera por ejemplo un flujo del ánodo al cátodo pues se dañaría. Este problema se controla por medio de circuitos rectificadores, los cuales en primera aproximación, eliminan la fase negativa del ciclo de corriente alternada. En tubos de equipos odontológicos, en general, los circuitos de rayos-X son conectados através del secundario del transformador , en este caso él mismo funciona como rectificador de modo que la corriente fluye através del circuito cuando el blanco (ánodo) es positivo respecto al filamento (cátodo), osea, durante la fase positiva del ciclo CA.

3 - ESPECTRO DE RAYOS - X

En el proceso de producción de rayos-X, la energía de los fotones generados es fundamentalmente función de la probabilidad de interacción de los electrones incidentes con los átomos que constituyen el ánodo y el número de interacciones sufridas. Por ejemplo, supongamos que un electrón incidente ceda toda su energía cinética en una sola interacción. En este caso, teóricamente tendríamos el surgimiento de un fotón con energía máxima, relativa a la energía de movimiento del electrón incidente. Las distintas energías de los fotones generados, en función de su cantidad componen lo denominamos 'espectro de rayos-x'.

La distribución de energía de los fotones que constituyen el haz primario tiene efecto significativo sobre el examen radiográfico, pues afecta el contraste radiográfico, la exposición del paciente y indirectamente, la cantidad de radiación dispersa (radiación secundaria) producida en la interacción del haz primario con el paciente.

La configuración de un espectro de rayos-x es altamente afectada por tres factores: la filtración del haz, la tensión del tubo y el sistema de retificación de entrada.

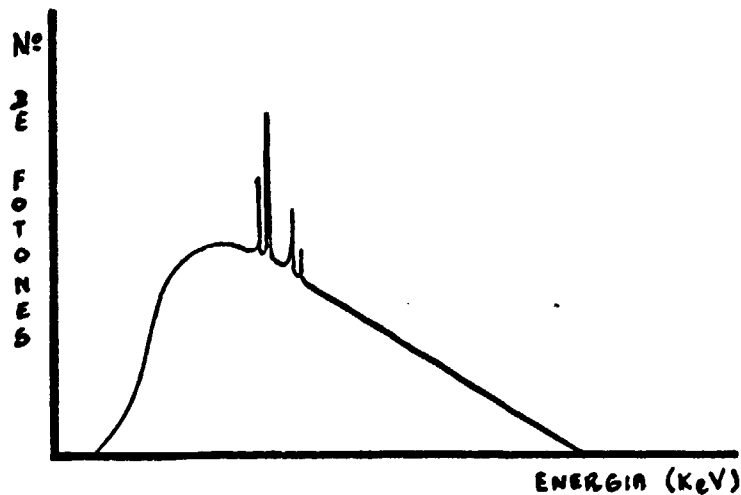


Figura 3 - Espectro de rayos-X.

4 -- CANTIDAD Y CALIDAD DE RADIACION.

La cantidad de rayos-X producidos por un equipo se puede expresar en Roentgen (R). En general, en Radiodiagnostico se utilizan sus submultiplos debido a el rango de exposici3n de trabajo en esta actividad; otros terminos son usados en lugar de esta unidad: exposici3n, intensidad. Todos tienen el mismo significado y pueden ser relacionados con el Roentgen. Su valor es funci3n del numero de pares de iones producidos en una determinada masa de aire por una cantidad de radiaci3n-X.

Cuando la energia del haz aumenta, su capacidad de penetraci3n tambien aumenta . Esta capacidad de penetraci3n es clasificada como la 'calidad del haz'. Un haz de gran poder de penetraci3n es de alta calidad por estar constituido de los llamados 'rayos duros' y, los rayos de poca penetraci3n son llamados 'rayos blandos'.

La calidad de los rayos es afectada por el kV , la filtraci3n y la rectificaci3n de entrada. Una medida numerica de la calidad del haz es llamada de 'capa hemirreductora' (HVL) que puede ser definida como la cantidad de material necesaria para disminuir en la mitad la intensidad del haz. La figura 4 muestra la variaci3n de la intensidad del haz en funci3n de la filtraci3n para un mismo kVp. La distancia y el mAs no afectan la calidad de la radiaci3n como si lo hacen sobre la cantidad de radiaci3n.

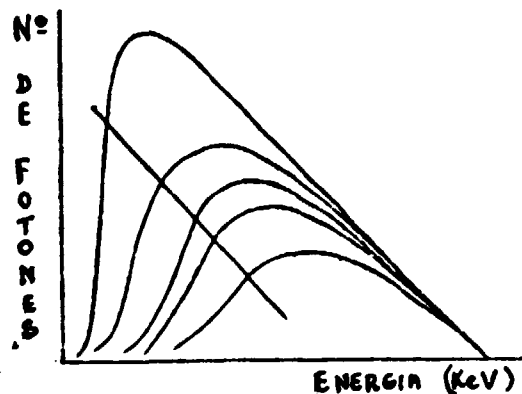


Figura 4 - Variaci3n de la intensidad del haz como funci3n de la filtraci3n.

5 - CAPA DE SEGURIDAD (cabezote)

Consiste de una envoltura de plomo alrededor de la ampolla del tubo de rayos-x, cuya finalidad es blindar hacia el medio externo el paso de toda la radiación producida en el tubo, que no tenga la trayectoria del haz primario, permitiendo solamente el paso del haz que este dirigido en el sentido de la ventana (diafragma).

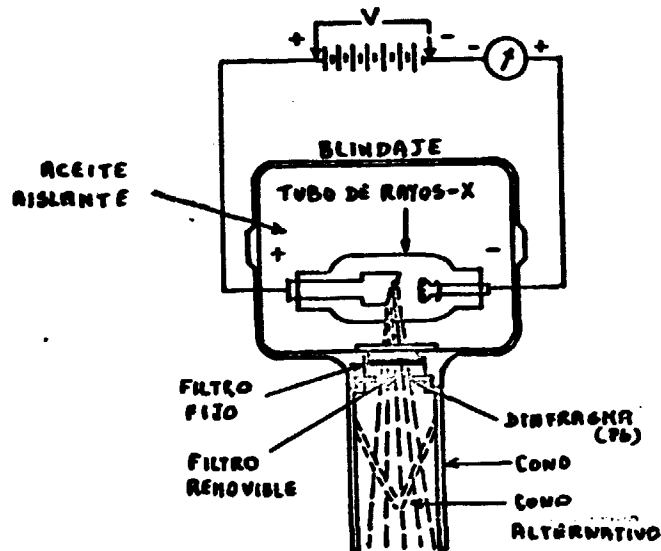


Figura 5 - Principales componentes del equipo de rayos-X

6 - COLIMADOR

La función del colimador en el tubo de rayos-X es fundamentalmente, delimitar el campo de radiación en la superficie de la piel del paciente siendo uno de los mas poderosos mecanismos de reducción de exposición del paciente. Es un accesorio de plomo de forma circular con un orificio, lo cual permite el paso del haz primario de radiación. El colimador se encuentra instalado en la ventana de salida del tubo de rayos-X.

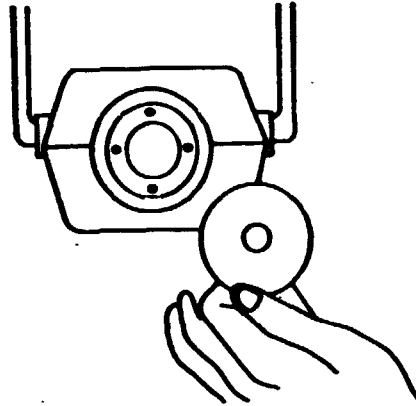


Figura 6 - Equipo de rayos-X mostrando el controlador.

7 - FILTRACION

La interacción de un haz de rayos-X con cualquier material produce reducción de su intensidad principalmente debido a la absorción de fotones poco energéticos por el material (por eso los fotones de alta energía tienen más penetración. Estos son conocidos como 'rayos duros'). Si el material en cuestión es un paciente (compuesto de diferentes densidades, por ejemplo: hueso, aire y tejido blando) el haz sufrirá una absorción no uniforme debido a las diferentes densidades. Con el fin de eliminar la radiación de baja energía que llega al paciente y que es totalmente absorbida por el mismo se utilizan filtros de aluminio u otros materiales, instalados a la salida del haz.

La filtración inherente del tubo, osea, la atenuación debida a todos los componentes del tubo que están en la trayectoria del haz primario (aceite aislante, vidrio de la ampolla) sumada a la filtración adicional, instalada a la salida del haz, componen la 'filtración total' del tubo de rayos-X.

La filtración total mínima en un equipo de rayos-X odontológico es de 1.5 mm de aluminio.

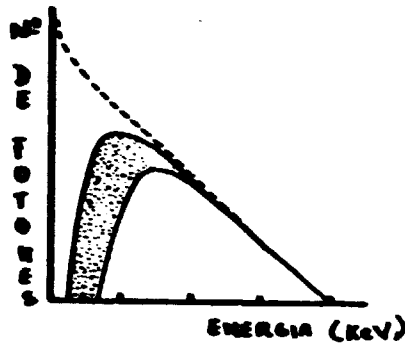


Figura 7 - Efecto de la filtración sobre el espectro de rayos-X.

8 - LOCALIZADORES

a) Localizadores cónicos

Su función es la de indicar el área de irradiación. Este dispositivo tiene la desventaja de producir dispersión debido a la interacción del haz primario con el material del localizador. La radiación dispersa producida (radiación secundaria) que es absorbida por el paciente no contribui en nada en el diagnóstico.

b) Localizadores cilíndricos

Son cilindros plásticos o de material leve que por su forma, posee la ventaja de no interferir con el haz primario de radiación y consecuentemente sin producir radiación secundaria. Su función es solamente de indicar el campo de radiación.

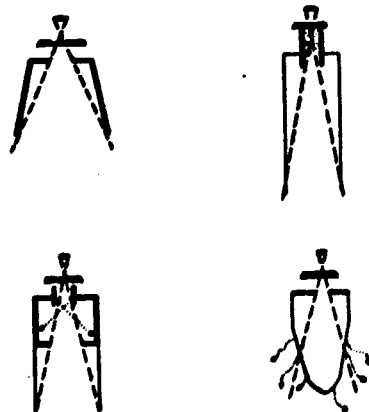


Figura 8 - Dispersión producida por los diferentes tipos de localizadores.

9 - INTENSIDAD DEL HAZ DE RAYOS-X EN FUNCIÓN DE LA DISTANCIA FOCO-PUNTO DE INTERES.

La intensidad del haz de rayos-X está influenciada por la distancia, siendo este un fenómeno estrictamente geométrico y no está relacionado con la interacción de la radiación con la materia.

Se puede demostrar que para una fuente puntual la ley del inverso al cuadrado de la distancia es aplicable a cualquier radiación electromagnética (infrarrojo, luz blanca, ondas de radios, etc...) basado en el hecho de que los fotones emitidos por una fuente puntual se dispersan isotrópicamente, o sea, presentan un haz divergente.

La 9 figura muestra que el número de fotones por unidad de área y consecuentemente la intensidad del haz decrece en función del aumento de la distancia. Entre tanto, por la ley de conservación de energía, la energía del fotón es la misma durante su trayectoria si no se produce ninguna interacción.

Se puede demostrar que para un haz de rayos-X se aplica la siguiente expresión:

$$I_0 \cdot D_0^2 = I_1 \cdot D_1^2$$

donde:

I_0 = intensidad inicial del haz para una dada distancia.

D_0 = distancia inicial de la fuente al punto de interés.

I_1 = intensidad final del haz para una dada distancia.

D_1 = distancia final de la fuente al punto de interés.

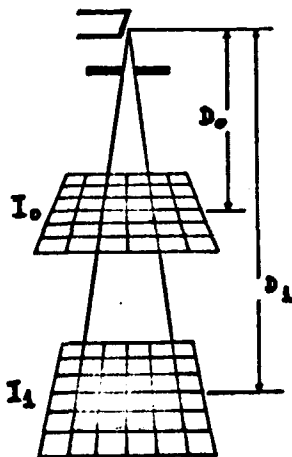


Figura 9 : Aplicación de la ley del inverso al cuadrado de la distancia.

Las figuras 10 y 11 muestran las isodosis de un haz directo y de un haz dispersado de rayos-X para diferentes distancias.

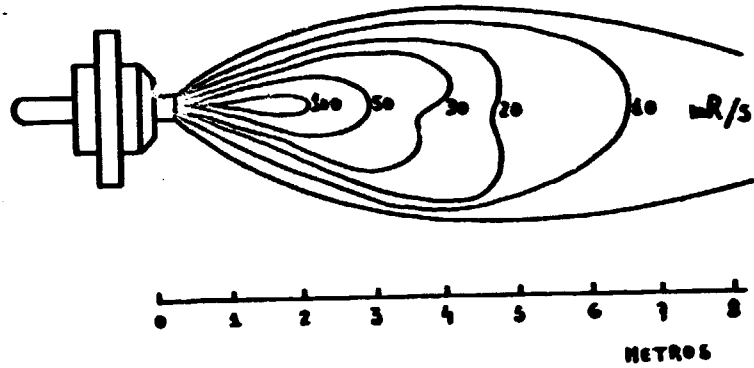


Figura 10 - Isodosis del haz de rayos-X generado sin dispersión.

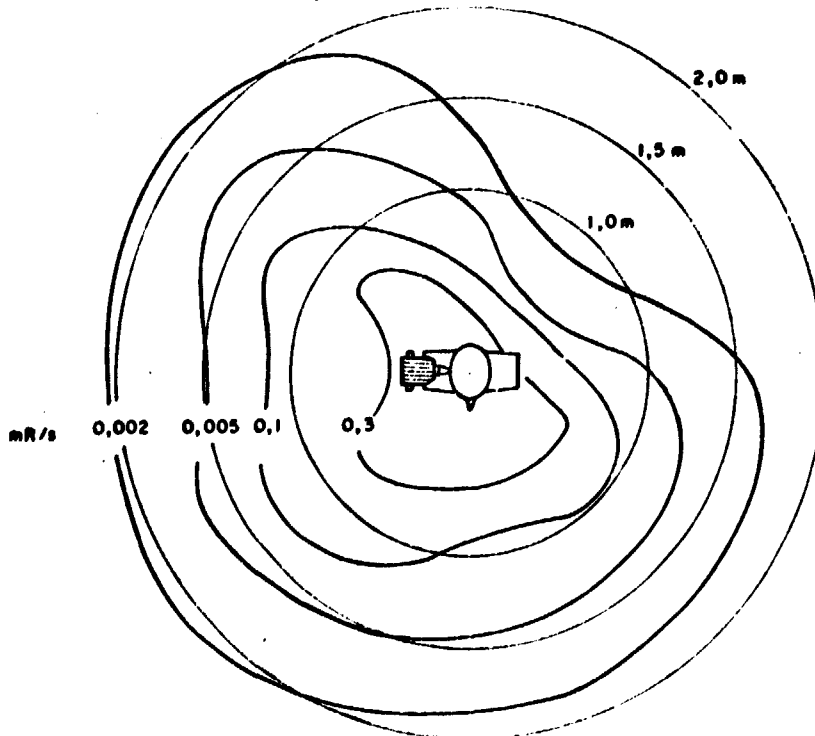


Figura 11 - Isodosis de un haz de rayos-X dispersado por el paciente

CONTROL DE LOS PARAMETROS QUE INFLUYEN EN EXPOSICION DEL PACIENTE

1 - CAMPO DE IRRADIACION

Como sabemos, la limitación del campo de irradiación es la zona estrictamente de investigación, y uno de los principales mecanismos de minimización de la exposición al paciente, a medida que se define exactamente la zona de interacción del haz primario.

De acuerdo con las normas adoptadas por los organismos internacionales, los límites máximos admisibles para los diámetros del campo de irradiación son:

a) para equipos con localizadores que tengan tamaño menor de 20 cm deben tener un diámetro máximo del campo de irradiación de 6.0 cm.

b) para equipos con localizadores que tengan tamaño mayor o igual a 20 cm deben tener un diámetro máximo de 7.0 cm.

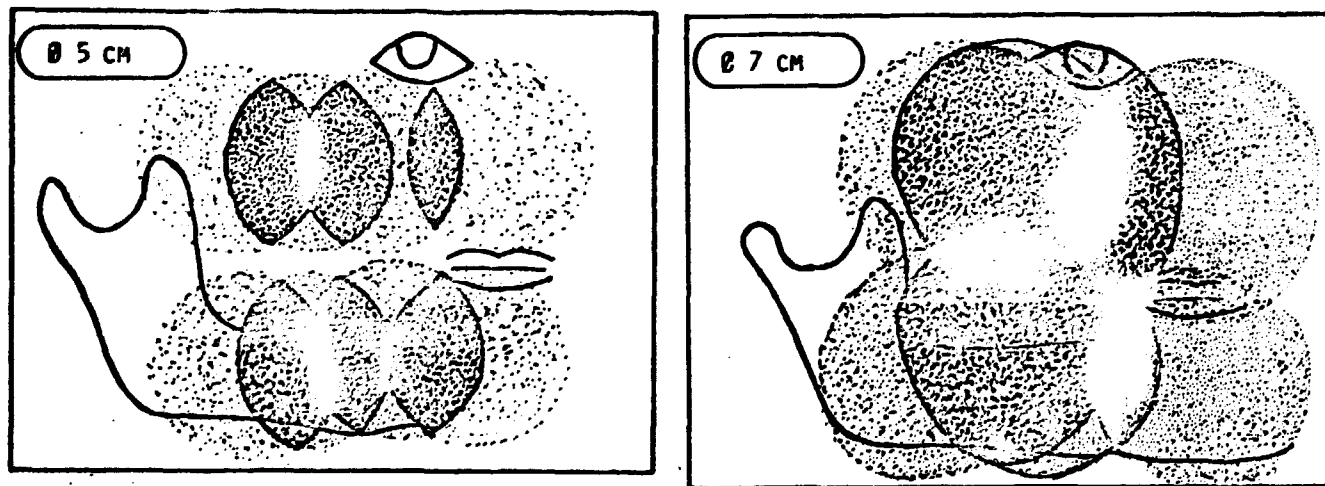


Figura 12 - Areas de irradiación debido a radiografías periapicales. Observe que las áreas más negras son zonas donde ocurrieron superposiciones del campo de irradiación.

Procedimiento:

Para la determinación del campo de irradiación de un equipo de rayos-X proceda de la siguiente forma:

a) coloque perpendicularmente el tubo de rayos-X de su equipo sobre la superficie de 4 filmes periapicales conforme la figura 13.a . Certifique que el localizador estea en contacto con los filmes.

b) seleccione un tiempo de exposición razonablemente corto (0.2 - 0.4 segundo). Irradie los filmes.

c) procesar normalmente las películas.

d) secar y organizar los filmes revelados.

e) medir el diametro de la zona irradiada, que corresponde al campo real de irradiación. Ver la figura 13.b .

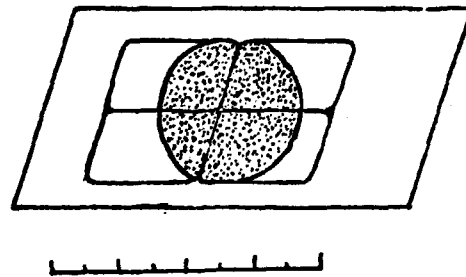
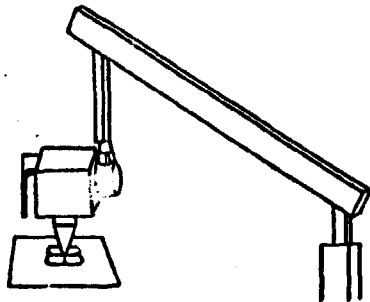


Figura 13.a - Determinación del campo de irradiación.

Figura 13.b - Medida del diámetro del campo.

2 - SELECCION DEL TIEMPO DE REVELADO

La metodología que se describe a continuación tiene como objetivo obtener radiografías de buena calidad con un mínimo de exposición para el paciente.

Procedimiento:

a) exponga tres películas en el simulador de mandíbula seleccionando tiempos de exposición de 0.1 a 0.5 segundo. Proceda de forma igual a un examen para región molar superior. Después tome una radiografía con un tiempo de exposición normalmente utilizado en su equipo simulando una incidencia de molar superior.

b) procese el filme irradiado por último, en condiciones de rutina de su consultorio.

c) revele las tres primeras películas expuestas en condiciones de tiempo y temperatura del revelador conforme a la tabla de abajo:

<u>Tiempo de Revelado (min.)</u>	<u>Temperatura de Revelado (°C)</u>
5.0	18 - 19
4.0	20 - 21
3.0	22 - 24
2.0	26 - 27

d) proceda a fijar los filmes y séquelos adecuadamente.

e) compare la serie de radiografías obtenidas con los tres tiempos de exposición diferentes y proceda a elegir la que juzgue como la mejor para el diagnóstico observando el tiempo de exposición con el que fue obtenida.

f) finalmente, compare esa radiografía adoptada como patrón con una radiografía tomada con su procedimiento de rutina. Frecuentemente vemos que las radiografías patronizadas deben tener mejor calidad que las obtenidas sin procedimientos patrones.

g) después de la comparación determine usted mismo los tiempos de exposición para los diversos equipos que eventualmente opera.

3 - PRUEBA DE VELAMIENTO DE UNA CAMARA OSCURA

Uno de los principales problemas que surgen cuando se revelan las radiografías es la entrada de luz espuria, en la cámara oscura o en la caja de procesamiento. Esta anomalía trae graves daños en la calidad de las radiografías en la medida que afecta substancialmente la calidad de la imagen.

Pasamos ahora a hacer una prueba simple para detección de velamiento producido en cajas procesadoras que pueden servir para mejorar la calidad radiográfica obtenida en su consultorio. Tal prueba recibe el nombre de 'Teste de la Moneda'.

Procedimiento:

a) coloque un filme periapical bajo un tubo de rayos-X a una distancia de aproximadamente 30 cm observando que el rayo central esté dirigido para el centro del filme (figura 14.a).

b) irradie el filme con un tiempo relativamente corto (0.1 segundo).

c) en la caja procesadora desenvuelva el filme y deposite sobre él una moneda u otro pequeño objeto opaco a la luz durante aproximadamente 3 minutos (figura 14.b).

d) procese el filme y seque adecuadamente.

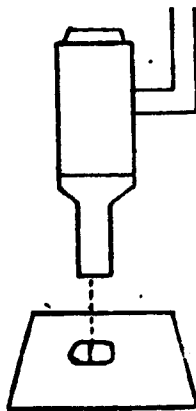


Figura 14.a - Exposición del filme periapical.

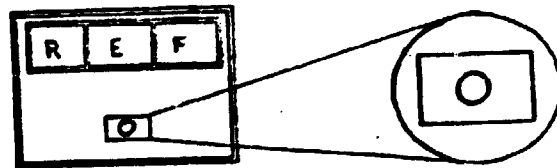


Figura 14.b - Moneda sobre el filme dentro de la caja.

e) Resultado: en el caso en que haya entrada de luz a la caja de revelado, aparecerá la imagen de la moneda o del objeto colocado sobre el filme (figura 15.a).

En el caso de velamiento realice el cambio de local de la caja de revelado y/o aisle adecuadamente de modo que se evite la entrada de luz (figura 15.b).

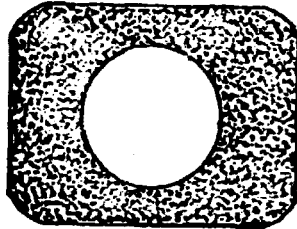


Figura 15.a - Filme velado.

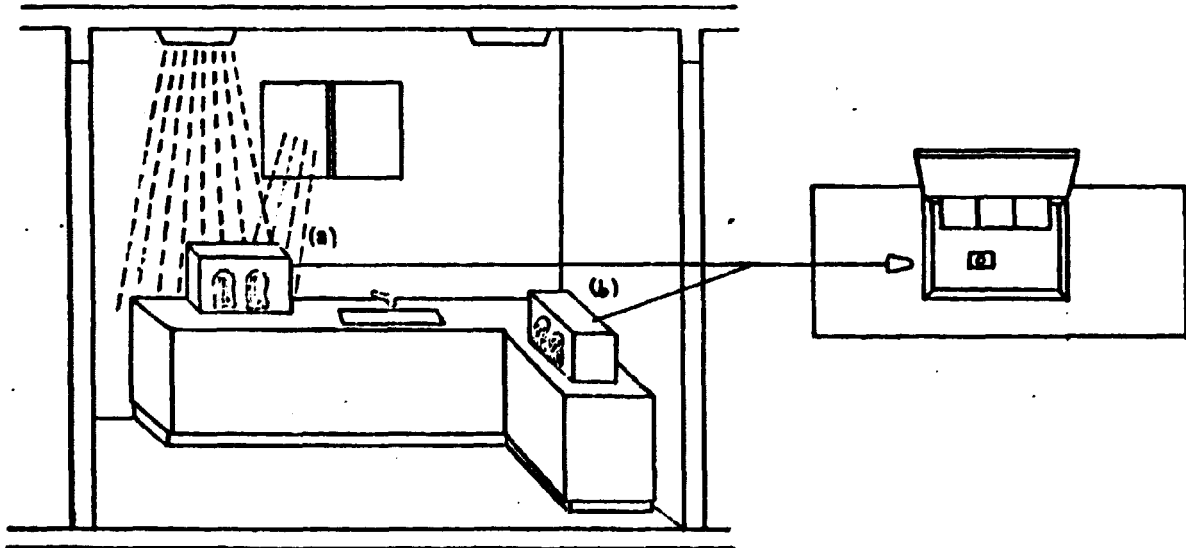


Figura 15.b - Caja portatil en local con:
a) poca luminosidad
b) mucha luminosidad