

# Protección Radiológica en Radiología Diagnóstica: Filtración y Colimación

Ing. Carlos Eduardo Caspani \*  
Prof. de la Facultad de Química Industrial U.N.L.

**E**n general todos hemos experimentado el hecho de arrojar una piedra en un espejo de agua y ver como desde el lugar de caída en forma de círculos concéntricos se expande una onda que al llegar al lugar donde flota un corcho, éste comienza a subir y bajar.

Es evidente que el corcho está intercambiando energía que le permite realizar ese movimiento, esta energía la generó la piedra y la transportó la onda, **he allí las posibilidades de las ondas de transportar energía**, aunque la de nuestra experiencia es una onda mecánica que necesita de un medio material para propagarse, tiene muchas características que la asimilan a las ondas de rayos-x: su ondulación es transversal a la dirección de avance, tiene una veloci-

ción molecular.

Los Rayos-X se producen en el tubo debido al frenamiento de los electrones que se generan por emisión termoiónica en el foco del cátodo y son acelerados hacia el ánodo por la diferencia de potencial (kVp) aplicada entre ambos, chocando con el blanco y transformando toda su energía cinética (1/2 mv<sup>2</sup>) en gran cantidad de calor y una muy pequeña de Rayos-X, que estarán compuestos por todas las energías posibles, entre muchas con muy pocos keV por encima de cero (muchísimos choques que lo van frenando en sucesivos pequeños frenados), hasta muy pocos con la máxima energía fijada por la energía cinética que adquirió al acelerarse desde el cátodo hacia el ánodo (choque donde el electrón es frenado de una sola vez y emite un Rayo-X). Es por esta razón que la intensidad teórica de rayos blandos (pocos keV) es grande y va disminuyendo paulatinamente hasta llegar prácticamente a cero a radiación más dura ( $keV_{max} = kVp_{max}$ , curvas 1, 2 y 3 del Gráfico 1), donde realmente los muy blandos no emergen del tubo porque son absorbidos por el mismo vidrio del tubo, su aceite refrigerante y la ventana de la calota (Curvas 4 a 8), llamado filtración inherente.

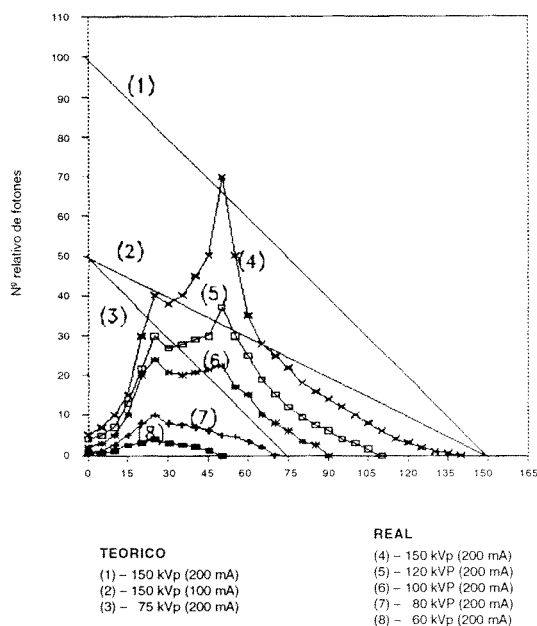


Gráfico 1

Filtración inherente	Espesor en mm	Equivalente en mm de Al
Cubierta de vidrio	1,40	0,78
Aceite aislante	2,36	0,07
Ventana de baquelita	1,02	0,06

Tabla 1

Al variar el kilovoltaje, la exposición aumenta en forma más que proporcional, ver curva (1) comparada con la (3). En nuestra zona de interés esta relación es aproximadamente cuadrática, es decir que al duplicarse el kilovoltaje se cuadruplica la exposición.

No obstante, un aumento del kilovoltaje trae aparejado un aumento del número de fotones que interaccionarán por efecto Compton, con lo que el contraste de la placa disminuirá. Debe destacarse que un aumento del miliamperaje no trae aparejado ningún cambio en la distribución espectral.

Además la relación entre el miliamperaje y el número de fotones es lineal, o sea que al duplicarse el miliamperaje se duplica el número de fotones, ver curva (2) con la (1).

Pero además se genera radiación característica debido a la excitación y desexcitación de los electrones del material del blanco que debido a que absorben energía saltan de orbitales de menor energía a mayor cuando se excitan y emiten Rayos-X cuando se desexcitan [son los cuernos que se perfilan en la curva (4) a (6)].

La proporción de fotones de Baja energía disminuye con la profundidad, mientras que los de alta energía aumentan (no el número

dad de propagación constante para un dado medio, la energía que transmite depende de su frecuencia de oscilación, pero a diferencia de las mecánicas éstas se propagan aun en el vacío.

Los Rayos-x son ondas electromagnéticas del mismo tipo que el de la luz visible, las ondas infrarroja y la ultravioleta, entre otras, **la única diferencia es su energía**, así la luz visible conlleva suficiente energía como para impresionar nuestra retina, la ultravioleta para inducir las reacciones por radicales en la síntesis clorofiliana y los Rayos-X ya pueden atravesar los materiales opacos a la luz visible e incluso a la UV; y lo que es muy importante produce ioniza-

\*DIPSAE, 25 de Mayo 2620 (3000) Santa Fe - Argentina E.S.S. - U.N.L., Salvador Caputto 3451 - (3000) Santa Fe, Argentina



total sino la proporción debido a la desaparición de los otros), es decir el filtrado es la segregación selectiva de fotones de baja energía.

La atenuación es inicialmente rápida debido a la desaparición de los componentes espectrales menos energéticos. El filtrado implica un corrimiento del espectro continuo hacia los componentes más energéticos y la atenuación tiende en profundidad hacia la exponencial correspondiente al componente más energético.

Es así que los fotones emergentes de un equipo de rayos X no tienen todos la misma energía, sino que existe lo que se denomina un espectro continuo de energías. En la Gráfica 1 se muestra como varía el espectro de fotones X generados por diferentes potenciales aceleradores, para el caso teórico de 150 kVp (sin ninguna filtración) para 200 mA (1) y 100 mA (2) y 75 kVp y 200 mA (3) y para el caso real (con filtración inherente solamente) para los casos de 200 mA de corriente de tubo y kVp de 150 (4), 120 (5), 100 (6), 80 (7) y 60 (8).

De las curvas del gráfico anterior se observa que existiría una gran cantidad de fotones de baja energía que no van a llegar a impresionar la placa, dado que son absorbidos por el paciente, por lo que no tienen ninguna utilidad en el diagnóstico radiológico, au-

tonos de alta energía, por lo que se hace necesario para exponer correctamente la placa aumentar el número de fotones que emergen del tubo, que luego se filtrará a la salida.

Su energía media se desplaza desde 1/3 hacia 1/2 de su energía pico, como la dosis de radiación recibida por el paciente depende del número de fotones absorbido, los primeros centímetros de tejido reciben mucho más radiación que el resto del paciente.

En los exámenes radiológicos los rayos-x son filtrados por absorción en tres diferentes niveles, el filtro inherente, el filtro adicional y el paciente.

La energía media emergente del haz primario puede elegirse según el número atómico de filtro usado, así el Aluminio y el cobre son los materiales usualmente seleccionados en radiología diagnóstica. El filtro de cobre jamás es usado por sí mismo como único material filtrante, se usa como filtro combinado con Aluminio, colocando la capa de Cu hacia el tubo y la de Al hacia el paciente, esto debido a que la mayor filtración ocurre en el Cu y la atenuación fotoeléctrica produce en él emisión de radiación característica de 8 keV que es absorbido por el espesor del Al (que también emite una radiación característica de 1,5 keV, pero que se absorbe en el aire).

Así vemos en la tabla el porcentaje de fotones transmitidos para distintas energías efectivas del haz y distintos espesores de filtración de aluminio.

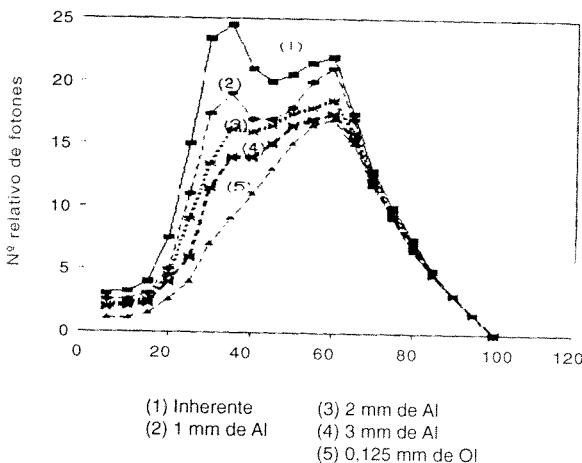


Gráfico 2

KeV	1 mm Al	2 mm Al	3 mm Al	10 mm Al
10	0	0	0	0
20	42	18	8	0
30	76	58	44	7
40	88	67	68	27
50	92	84	78	43
60	94	88	82	52
80	95	90	86	61
100	96	92	88	65

Tabla 2

mentando innecesariamente el número de fotones que inciden en la piel del paciente.

Para evitar este problema se coloca a la salida del tubo de rayos X espesores de absorbente que tienen la propiedad de atenuar en mayor medida los fotones de baja energía, por lo que el espectro se modifica de la manera indicada en el Gráfico 2.

Idealmente debería utilizarse como filtro adicional aquél que atenuara únicamente los fotones de baja energía. Sin embargo los filtros reales atenúan, aunque en mucho menor grado, también los

**Pero aún con la filtración inherente es necesario que la filtración se aumente interponiendo espesores de Aluminio para eliminar la radiación blanda que no tiene utilidad diagnóstica** y que aumenta la dosis en el paciente inútilmente; como dato se transcribe la tabla publicada en el libro «AN INTRODUCTION TO THE PHYSICS OF DIAGNOSTIC RADIOLOGY» de Edward E. Christensen, Thomas S. Curry III y James E. Dowley editado por Lea y Fabinger en su 2da. edición 1978.

Vemos la dosis en piel para densidades radiográficas comparables en un fantoma de pelvis (18 cm. de espesor), para varios espesores de Aluminio en un haz de 60 kVp.



Filtración de Aluminio	Dosis de exposición en piel miliroentgens	Porcentaje de decrecimiento de dosis en piel
Nada	2.380	0
0.5 mm	1.850	22
1.0 mm	1.270	47
3.0 mm	465	80

Tabla 3

Esto nos da una idea clara de los **beneficios del uso de filtración adecuada.**

En muy pocas circunstancias la radiación sin filtro es necesaria, al desplazar la filtración la energía media del espectro continuo del haz hacia los rango de mayores energía hace decrecer el contraste de los diferentes tejidos en la placa. El decrecimiento es insignificante en el rango de alta energía pero con radiación de baja energía, debajo de 30 kVp, esta pérdida va en detrimento de la calidad de la imagen. Las ventanas de los tubos cuando se requiere un haz sin filtrar deben ser de Berilio; tal es el caso de los mamógrafos.

La atenuación de los fotones de baja energía en filtración adicionada es más intensiva en aquellos materiales que son proclive a la interacción por predominio del efecto fotoeléctrico y disminuye cuando la reacción compton es la dominante.

**Cuando un haz de Rayos-X choca contra un material parte de la energía del haz se absorbe y parte se dispersa o reemite. Es decir que los rayos-X primarios al incidir por ejemplo sobre el paciente, lo convierten en un emisor (dispersor) de rayos-X en todas direcciones. Lo mismo ocurre cuando los rayos interactúan sobre cualquier obstáculo de composición orgánica (plásticos, maderas, etc.).**

A la radiación que emerge de los cuerpos en que choca la radiación primaria se la llama radiación secundaria, y está compuesta por la radiación dispersa y la reemitida. La radiación dispersa está formada por los fotones de rayos-X que han sufrido cambios de dirección después de haber chocado con los átomos del cuerpo y haberse dispersado en todas las direcciones, aun a 180°, la intensidad y calidad de la radiación dispersa, depende del material dispersante, ángulo de dispersión, energía e intensidad del haz en la superficie incidente o volumen irradiado. El número de interacciones compton (que se realizan con los electrones de las capas más externas) en todos los materiales es más o menos lo mismo, considerando que el número de electrones en un gramo de material es más o menos lo mismo para materiales con distinto número atómico, la radiación emitida se genera por el mismo mecanismo descrito por la radiación característica de rayos-X.

Para limitar el haz de Rayos-X que incidirá en el paciente, lo atravesará (absorbiéndose diferencialmente en los distintos tejidos) y finalmente impresionará la placa puede usarse: Apertura de diafragma, Conos y cilindros o Colimador multiplano luminoso.

El diafragma es un espesor de plomo con un agujero en el centro, el diámetro de la apertura y la distancia a foco diafragma y foco

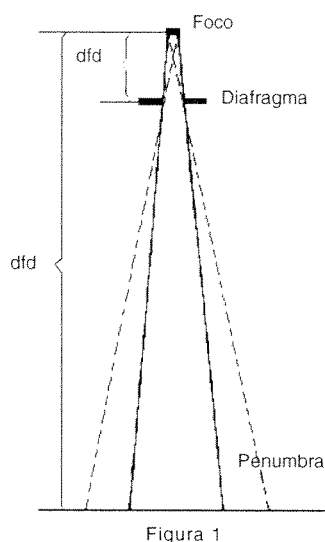


Figura 1

piel determinan el área irradiada, tiene la ventaja de ser muy simple, pero la desventaja de que como la diferencia foco diafragma (dfd) es mucho menor que la diferencia foco piel (dfd), la penumbra que produce es significativa, se puede mejorar haciendo dfd tan grande como sea posible.

Con el uso de conos su geometría debe ser tal que disminuya la penumbra si la inclinación de la pared del cono es muy grande éste actúa como una apertura de diafragma; cuando se usa un cilindro la restricción del haz tiene lugar en la abertura final y origina menos penumbra.

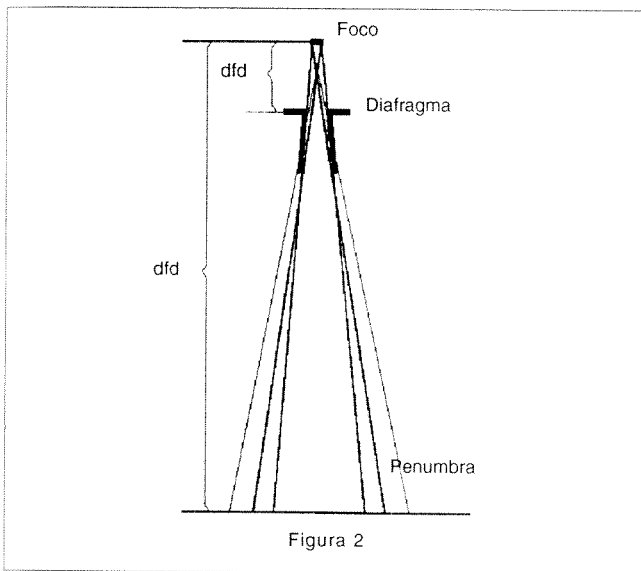
Una severa desventaja de estos limitadores del haz es la tremenda dificultad de variar el tamaño del campo de radiación necesario, imprescindible en el diagnóstico radiológico.

El colimador multiplano luminoso es el mejor de los diferentes restrictores del haz, las ventajas principales es que proveen el tamaño del campo que uno requiere sobre la piel del paciente y que debido a la luz se puede apuntar correctamente el centro del haz en la zona que se quiere irradiar. También con doble juego de cuchillas se puede eliminar la penumbra, la distancia de la bombilla al espejo de 45° debe ser igual a la distancia del foco a dicho espejo, para evitar que el tamaño del área iluminada sea distinta de la verdaderamente irradiada, además hay que prestar especial atención al alineamiento del haz de rayos-X con el haz de luz, es decir verificar la coinciden-



cia del campo del focalizador luminoso con el campo real de irradiación .

El colimador cumple desde el punto de vista de la radio protección dos funciones básicas: proteger al paciente y disminuir la radiación dispersa. La protección al paciente es la principal causa del



uso del colimador porque se selecciona perfectamente la zona mínima a irradiar protegiendo los órganos o tejidos sanos que no tienen necesidad de irradiarse a la vez que al focalizar perfectamente la zona a irradiar evita la necesidad de repetir la placa, al usar campos pequeños se obtiene mejor calidad de diagnóstico de la placa si no

se usa grilla y si se usa, mejora debido a que elimina la radiación dispersa, pero hay que aumentar la dosis porque disminuye la radiación útil.

El mecanismo por el cual el colimador protege al paciente también se entiende, ya que si un campo de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  es colimado hasta un área de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , la superficie irradiada disminuye de  $400 \text{ cm}^2$  a  $100 \text{ cm}^2$ , decreciendo a  $1/4$  la zona irradiada y consecuentemente el volumen irradiado.

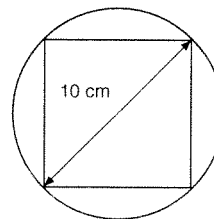


Figura 3

Si, como se ve en la figura 3, comparamos el uso de un cono para limitar el área ( $\phi=10 \text{ cm}$ ;  $A=78,54 \text{ cm}^2$ ) cuyo diámetro coincidiera con la diagonal de un campo cuadrado que se lograría con un colimador multiplamo ( $a=7,07 \text{ cm}$ ;  $A=50 \text{ cm}^2$ ) el área irradiada en exceso con el cono es más del 57W, aumentando ella, si el campo fuera rectangular, aumentando también el consecuente volumen. Hay que hacer la salvedad que algunas áreas son mejor examinadas con un campo circular, tal es el caso de la vejiga y los senos paranasales.

El decrecimiento de la radiación dispersa debido al uso de colimadores, se puede interpretar conociendo que la exacta contribución a la radiación dispersa depende del área irradiada, pero también del espesor de la parte examinada y de la calidad (energía) del haz. El monto de la radiación primaria (útil para el diagnóstico) en el plano del film es independiente del tamaño del área mientras que los fotones dispersos, manteniendo constante el kVp y el espesor aumentan con el tamaño del área muy rápidamente al principio, haciéndolo más lentamente en la modificación de grandes áreas. En definitiva pequeños campos producen poca radiación dispersa y por ende menos veladura de fondo mejorando la calidad diagnóstica del film. ☼

