

LABORATORIO DE FISICA DE LA ESCUELA DE
MEDICINA DEL ESTUDIO GENERAL DE NAVARRA

Los ennegrecimientos y la borrosidad en la ampliación radiográfica directa

M. Badell-Suriol

R E S U M E N

Se exponen las normas y la metodología experimental, en relación con el tema estudiado.

Después de las necesarias consideraciones generales, se procura, en lo posible, la difusión de los medios más elementales, fácilmente al alcance del profesional no experimentado. Al mismo tiempo tratamos de orientar al técnico para que, apartándose del corriente proceder empírico se acerque al razonado y científico.

Como una consecuencia, exponemos una variante técnica radiográfica original, entre las de ampliación radiográfica directa: la **pleiorradiografía ampliada**.

I. CONSIDERACIONES GENERALES

Estudiaremos la evolución de los ennegrecimientos y la borrosidad además del mínimo detalle estructural identificable, en lo concerniente a las técnicas radiográficas llamadas de **ampliación radiográfica directa** (A.R.D.), y una extensión de éstas, la **pleiorradiografía ampliada**. En las conclusiones prácticas y como fruto de nuestro trabajo experimental, exponeremos, con respecto a las técnicas consideradas, las normas de ennegrecimiento radiográfico uniforme.

Para poder analizar debidamente los factores que pueden condicionar, en estas técnicas, la evolución de los ennegrecimientos y la borrosidad, juzgamos

necesario revisar los fundamentos de la técnica radiográfica.

1: a) **Definición general de la técnica radiográfica.**—Podemos definir la técnica radiográfica como el conjunto de maniobras y artificios que se verifican para obtener ennegrecimientos uniformes, el adecuado detalle estructural y la más conveniente orientación del haz.

1: b) **Procedimientos para el mejoramiento técnico.**—Podemos lograr el mejoramiento técnico por cualquiera de estos caminos:

- La producción y modulación del haz,
- la manera de obtener el más perfecto detalle estructural, y
- precisando las mejores condiciones

radiogeométricas, teniendo en cuenta el proceso de la discriminativa absorción Roentgen.

El mejoramiento armónico es, sin duda, el que proporciona mejores resultados. Excepcionalmente, en determinados casos, y siempre que sea hacedero, puede ser altamente conveniente tratar de alcanzar la máxima superación mediante uno solo de estos procedimientos, sin que por ello dejen de aplicarse los otros.

1: c) **Definición de la ARD.**—El objetivo de la ARD consiste en objetivizar, lo suficientemente detalladas, estructuras no visualizables por medio de los procedimientos radiográficos corrientes; es decir, lograr un estudio normal y morfopatológico detallado de determinadas estructuras del organismo, mucho más completo de lo conocido hasta ahora.

1: d) **El factor de ampliación (A).**—La ARD nos facilita una imagen ampliada por la proyectividad geométrica del haz Roentgen, debida a su propagación divergente. En la fig. 1 esquematizamos el proceder técnico; con una determinada distancia focal (foco-material sensible), se sitúa el objeto de muy distinto modo que en las técnicas habituales. El organismo, separándose del material sensible, se acerca al foco emisor Roentgen. El factor de ampliación estará en razón inversa a la separación foco-objeto.

$$A = \frac{b + a}{a}$$

1: e) **Consideraciones técnicas generales sobre la ARD.**—Al ahondar en los conocimientos esenciales de este procedimiento técnico, nos encontramos con una aparente complejidad. Así, vemos que la evolución de los ennegrecimientos y la borrosidad determinan un límite de posibilidades favorables. Por consiguiente, cuando iniciamos este trabajo nuestro principal objetivo fue precisamente tratar

de ampliar en lo posible las indicaciones prácticas de estas técnicas.

De no mediar una circunstancia especial, la gran separación del objeto en re-

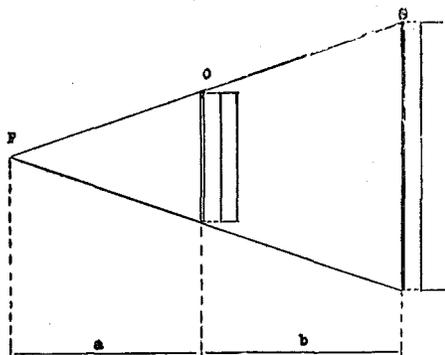


Fig. 1.—Esquematación técnica de la ampliación radiográfica directa. Obsérvese la ampliación radiogeométrica del objeto comparando las proyecciones planas de éste y la de la imagen ampliada. Estando el objeto a mitad de camino del haz, la ampliación radiográfica facilita una imagen de dos diámetros.

- F, foco emisor Röentgen.
- O, objeto.
- S, material sensible.
- a, separación foco-objeto.
- b, separación objeto-placa.
- a + b, distancia focal.

lación con el material sensible, nos separaría, como es lógico suponer, una mayor imprecisión. La ARD es sólo practicable y en condiciones ventajosas, empleando un tubo Roentgen con una mínima superficie de emisión. Este tubo tiene una mancha focal que, en el sentido de su proyección óptica, mide 0,3 mm. de lado (imagen rectangular). Esta pequeña zona, considerando la máxima tolerancia de desarrollo calórico por unidad de superficie en la zona de impacto del acelerado haz de electrones, aún en el caso de disponerla sobre un ánodo giratorio, determina una reducida potencia de trabajo. Por esto es necesario estudiar detalladamente todas las circunstancias y factores que determinan la evolución de los ennegrecimientos radiográficos. De no

hacerlo, veríamos limitadas sus indicaciones y aplicaciones prácticas, y con ello sus ventajas.

II. LA TÉCNICA RADIOGRÁFICA

1) El ennegrecimiento radiográfico.

1: a) **Consideraciones generales.**—Aunque en general, y erróneamente a nuestro entender, se prefieren negativos con marcados contrastes fotográficos, nos proponemos demostrar que es más conveniente y útil una amplia gama de medios tonos de ennegrecimiento. Por otra parte, habida cuenta de que lo que mayormente indica la ARD es la posibilidad de proceder al estudio de finísimas estructuras, si no alcanzamos las más regulares normas de ennegrecimiento se desvanecerán muchas de sus posibilidades.

Para significar que una placa de material sensible está impresionada, decimos que la hemos ennegrecido. La imagen radiográfica no es más que una sucesión de tonos de ennegrecimiento, o, si se quiere, de intranslucidez más o menos señalada.

1: b) **Definición de ennegrecimiento fotográfico.**—Siguiendo una magistral exposición del Prof. J Palacios¹, definiremos el ennegrecimiento fotográfico con estas palabras:

«A través de una placa fotográfica impresionada y revelada se hace pasar un rayo luminoso y se mide la intensidad (I) del rayo transmitido. A continuación, se hace incidir el mismo rayo, en iguales condiciones, por una parte sin impresionar, y se mide la nueva intensidad (I₀). El ennegrecimiento (E) es el logaritmo decimal del cociente entre ambas intensidades transmitidas o, lo que es lo mismo, entre las respectivas lecturas del fotómetro que se utilizó para la medida».

$$E = \log_{10} \frac{I_0}{I}$$

El ennegrecimiento tendrá un valor nulo para las partes no impresionadas, y un valor teóricamente infinito para aquellas tan ennegrecidas que absorban completamente la luz.

Trabajando en condiciones adecuadas, la progresión de los ennegrecimientos, entre determinados valores, sigue una función lineal.

$$E = k \cdot I \cdot t$$

El factor de proporcionalidad k depende de la naturaleza y propiedades de la emulsión sensible, del procedimiento empleado para su ennegrecimiento, y de la naturaleza y calidad de la luz actínica que, actuando fotoquímicamente, reduce la plata del halogenuro.

1: c) **Los factores que condicionarán el ennegrecimiento radiográfico (ER).**—Considerando que para ennegrecer la placa atravesamos el organismo con el haz Roentgen y las razones de dependencia del factor de proporcionalidad k antes expuesto (1: b), el ER será función de:

- A) El conjunto del material sensible,
- B) la calidad y energía del haz Roentgen, y
- C) la naturaleza y constitución del material absorbente interpuesto.

En realidad, los dos últimos factores pueden reunirse en una sola consideración: la de la transmisibilidad energética.

Al estudiar el conjunto del material sensible, debemos considerar las placas radiográficas y las pantallas de refuerzo, sin olvidar, aunque en segundo término, las maniobras para el revelado. Como luego se verá, cuantos problemas se nos plantearon por este concepto, los hemos analizado exclusivamente a través de la investigación experimental de los ER.

1: d) **La sensitometría.**—La sensitometría nos ha resuelto de manera fundamental este trabajo. Es un sistema de medida que nos facilita cifras ponderables

y objetivos gráficos de la variedad de tonos de ennegrecimiento. Para realizar correctamente la sensitometría es necesario:

- 1.º Impresionar experimentalmente unas placas,
- 2.º revelarlas convenientemente, y
- 3.º apreciar los distintos grados de ennegrecimiento.

La relación entre la luz transmitida y la incidente se llama **transparencia**, su recíproca **opacidad**, y el logaritmo decimal de ésta **densidad óptica**. Para una mayor comodidad de trabajo y claridad de exposición, nosotros trabajamos con densidades ópticas.

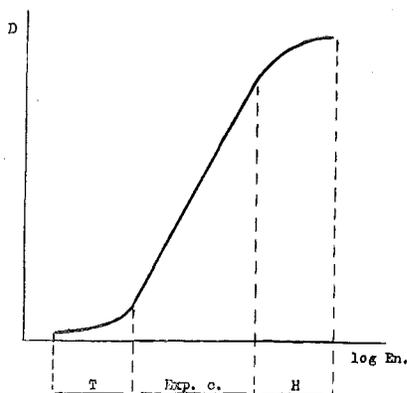


Fig. 2.—Esquema gráfico de una curva de ennegrecimiento. En abscisas los logaritmos de las energías de ennegrecimiento, y en ordenadas las correspondientes densidades ópticas.

T, talón de la curva o zona de subexposición.

Exp. c., zona intermedia, recta, llamada de exposición correcta.

H, hombro de la curva; zona de sobreexposición o de solarización.

1: e) **La curva característica de la emulsión.**—En la fig. 2 reproducimos esquemáticamente una curva de ennegrecimiento; en abscisas los intervalos energéticos y en ordenadas los de las densidades ópticas. Podemos distinguir tres sectores de la curva: el superior y el inferior, fuer-

temente incurvados y con una manifiesta desproporcionalidad entre los intervalos energéticos y sus correspondientes densidades ópticas; el otro, completamente recto e intercalado entre los anteriores, se caracteriza por su constante relación de proporcionalidad. El sector inferior es el llamado talón de la curva y representa la zona de subexposición fotográfica; el superior —hombro de la curva— es el de sobreexposición, llamado también de solarización, y, finalmente, el medio, es el de exposición correcta y precisamente donde deben estar situados los puntos de lectura correspondientes a las zonas de estudio del negativo radiográfico. Esta curva es la llamada característica de la emulsión. Para cada tipo de placa radiográfica, tratada con su adecuado baño revelador y empleando distintos tiempos de revelado, veremos cómo aumenta la inclinación de la parte recta de la curva y su altura total (máxima densidad óptica). Por encima de un determinado tiempo de revelado, el óptimo para cada temperatura del baño, no podremos elevar más la pendiente; lo único que conseguiremos es el corrimiento de los puntos de lectura de la parte recta hacia la de solarización, o sea el velo de la placa y la pérdida de contraste. La mayor o menor inclinación del sector recto de la curva define de una manera muy objetiva las propiedades de contraste del material sensible. Esta inclinación tiene un valor numérico, la tangente de la curva, llamado factor gamma.

En general, cuanto más sensible es el material ofrece un más acusado contraste —mayor factor gamma—, aunque hay excepciones; este es el caso particular de una emulsión sensibilizada mediante la adición de sensibilizantes a la luz de las pantallas de refuerzo en el material de la capa protectora. El material de sí muy contrastado da una insuficiente gradación de tonos de ennegrecimiento, que no nos permite apreciar pequeñas diferencias de absorción energética, razón por la cual

no es recomendable para las técnicas de la ARD.

1: f) **Las pantallas de refuerzo; consideraciones generales.**—Por diversas razones, que no es del caso analizar, para facilitar el ennegrecimiento de las placas radiográficas con reducidas cantidades de energía Roentgen se emplean las llamadas pantallas de refuerzo. Son éstas unas cartulinas, lo suficientemente rígidas, uniformemente impregnadas en su superficie actínica de una capa de material roentgenofotoluminiscente. Colocándolas —un par— por su cara actínica en perfecto y uniforme contacto con las dos caras sensibles de la placa radiográfica, al iluminar con el haz Roentgen este conjunto, facilitan el ennegrecimiento de la placa mediante su luminosidad activada (fotoluminiscente).

En general, difícilmente podremos sustraernos al concurso de las pantallas fotoluminiscentes para muchas de las técnicas radiográficas, y menos en el caso de la ARD si consideramos la reducida potencia de trabajo del tubo que debe emplearse. Sin la ayuda de estas pantallas, las necesarias cantidades de energía, aún sin rebasar los límites de tolerancia del organismo, harían impracticable en muchos casos la repetición del examen, si se requiriese tal repetición, y en otros, el propio examen inicial no se podría realizar en las debidas condiciones técnicas.

Las pantallas de refuerzo tienen dos propiedades: su factor de ayuda y la borrosidad fotoluminiscente. Cuanto mayor es el espesor de la capa sensible o el tamaño del núcleo del material fotoluminiscente, tanto mayor es su luminosidad y la imprecisión debida a la borrosidad. Para cada tipo de pantallas de refuerzo, la luminosidad y la borrosidad se acrecientan con el mejoramiento de la calidad del haz, o sea con la tensión de trabajo y el espesor del filtro adicional. Si actuamos dentro de un margen de trabajo con tensiones medias y siempre

con el mismo filtro, en general reducido, no es necesario considerar esta variabilidad del factor de refuerzo y de la borrosidad. Hoy día, al trabajar con altas tensiones y con mayor razón cuando tenemos que especular con las variaciones del espesor del filtro, no podemos prescindir de valorar estas circunstancias técnicas.

2) **La transmisibilidad energética Roentgen.**

2: a) **Consideraciones generales.**—Para ennegrecer correctamente el negativo, debe llegar al conjunto del material sensible una determinada cantidad de energía. Esta, como es lógico, será función de la transmisibilidad energética; calidad del haz y características de absorción del organismo.

Entre los factores más importantes que determinan la calidad del haz y que nos importa señalar, observamos la tensión de trabajo y la naturaleza y espesor del filtro adicional homogeneizador. De manera secundaria, al valorar las características de la transmisibilidad energética para muchas de las técnicas radiográficas, debemos considerar la relación de distancias focales (foco-objeto y foco-material sensible). Además, si tenemos en cuenta que toda la energía que pueda llegar al conjunto del material sensible contribuirá al ennegrecimiento de la placa, deberemos estudiar el volumen irradiado, sus consecuencias, y, en determinados casos, los necesarios dispositivos antidifusores, su mecanismo de acción y su eficacia.

2: b) **Ley general para la absorción Roentgen.**—La ley general del proceso de la absorción energética Roentgen queda definida por la siguiente expresión:

$$\frac{I_x}{I_o} = e^{-\mu/\rho \cdot t \cdot d}$$

De ella, nos importa señalar su factor más importante, la fracción μ/ρ del exponente del segundo término, que es el llamado coeficiente másico de absorción. Su valor es función de la calidad del haz y de la naturaleza y densidad —por unidad de masa— del material absorbente.

Para estudiar detalladamente el proceso de la discriminativa absorción del haz al atravesar el organismo, es absolutamente necesario conocer las evoluciones del coeficiente másico de absorción de los fundamentales componentes del organismo.

Por otra parte, para conseguir aquella uniformidad en la evolución de los ennegrecimientos, necesariamente debemos compensar, de manera adecuada, las variaciones del espesor normal de cada región y las de la absorción condicionadas por el caso clínico.

2: c) Definición de la calidad del haz.

—Con suficiente propiedad para nuestras consideraciones, podemos definir la calidad del haz estudiando el necesario espesor de determinado material absorbente que nos reduzca a la mitad la intensidad de energía del haz. Este es el llamado espesor hemirreductor (EHR). Cuanto mejor sea la calidad del haz tanto mayor será el EHR. En la fig. 3, para cuatro espesores de Al. de filtro, damos los valores del correspondiente EHR en función de la tensión de trabajo; en la técnica radiográfica son excepcionales los casos en los que podemos beneficiarnos de mayores espesores del filtro adicional.

Este gráfico pone de manifiesto la importancia del espesor del filtro en la técnica radiográfica: Con reducidas tensiones de trabajo, podemos alcanzar favorables condiciones de transmisibilidad, en relación con la calidad del haz.

2: d) El coeficiente másico de absorción: Sus evoluciones en función del EHR.
—Estudiando detalladamente la fig. 4, va-

loraremos con más propiedad las posibilidades, en la técnica radiográfica, del juego con el filtro homogeneizador. Para distintos componentes del organismo, expo-

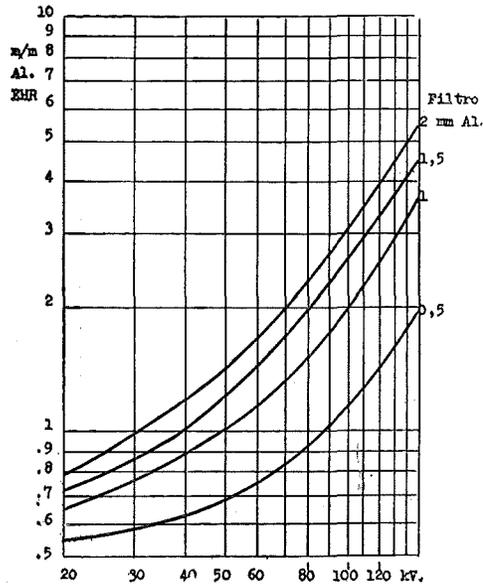


Fig. 3.—El espesor hemirreductor (EHR) en milímetros de aluminio, en función de la tensión de trabajo en kV y para distintos tipos de filtro adicional homogeneizador.

nemos en este gráfico las evoluciones del valor del coeficiente másico de absorción en función de la calidad del haz. El gráfico lo hemos realizado siguiendo las

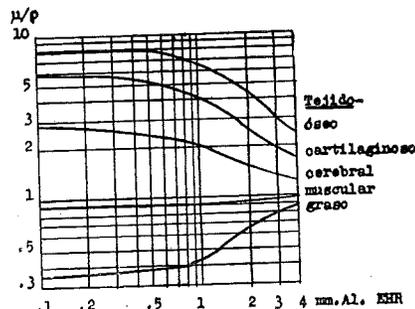


Fig. 4.—El coeficiente másico de absorción (μ/ρ) en función de la calidad del haz (EHR), para distintos tejidos del organismo.

orientaciones de Wachsmann, citado por Schulz², pero adoptando una notación de valores y un trazado de las curvas más acorde con nuestro objetivo circunstancial.

Para una calidad del haz, de hasta 1 mm. de Al. de EHR, es prácticamente constante el valor de cada uno de los distintos coeficientes máscicos de absorción entre los que estudiamos para los diferentes componentes del organismo, y, además, su diferente valor, extraordinariamente favorable para la técnica radiográfica. Esta condición técnica de trabajo se obtiene empleando tensiones entre 30 kV y poco más de 80 kV con un filtro de 0,05 de Al. Con mayores espesores de filtro y con mayor razón en el caso hoy ya corriente de trabajar con altas tensiones de hasta 140 kV., fácilmente se obtienen mucho mejores calidades del haz, esto es, con un EHR superior a 1 mm. de Al. Estas condiciones de trabajo condicionan una notable mejora de las propiedades de la transmisibilidad energética, y se modifica la formación y calidad del componente de radiación difusa determinado por el volumen irradiado (en su importancia). Por otra parte, en el gráfico que estamos estudiando (fig. 4), vemos que se modifica significativamente la evolución de los valores del coeficiente máscico de absorción. Al evolucionar sus distintos valores hacia la homogeneidad, lógicamente han de disminuir las posibilidades técnicas radiográficas. En contra de lo que es lógico suponer, y por circunstancias especiales, esta condición se torna favorable desde el punto de vista práctico. Observando dos negativos radiográficos de tórax pleuropulmonar, uno hecho con alta tensión y otro con tensiones medias, veremos que el primero muestra una superior transparencia y permite la lectura de las estructuras parenquimatosas, aún a través de las sombras costales, mientras que el otro, comparativamente, tiene unas propiedades inferiores para su estudio radiomorfológico.

Sólo valorando las propiedades de la transmisibilidad inherentes al haz, procederemos lógicamente al establecer las características de exposición para cada una de las distintas técnicas radiográficas y las distintas regiones del organismo.

2: e) **El rendimiento energético Roentgen; en función de la intensidad de corriente que circula por el tubo y la tensión de trabajo.**—Dada una determinada calidad del haz, para cada región y en relación con su espesor, llegará al material sensible una cantidad de energía directamente proporcional al factor intensidad tiempo, o sea, a los mAs (miliamperios por segundo). El rendimiento energético aumenta de manera directamente proporcional a la cifra de mAs, y, asimismo, directamente, pero en relación con la segunda potencia, para los aumentos de tensión (kV^2).

$$kV_1^2 \cdot mAs_1 = kV_2^2 \cdot mAs_2$$

2: f) **La alta tensión en la técnica radiográfica.**—Para una misma carga en vatios —kV. mAp—, tendremos un mayor rendimiento energético por unidad de tiempo, cuanto más grande sea la tensión empleada. Esta circunstancia, dado que precisamos solamente una determinada cantidad de energía para ennegrecer correctamente la placa, es un factor altamente favorable por las siguientes razones:

1.^a Al ser menor la carga total será mucho más reducida la caída de la tensión de nuestra red.

2.^a Con el aumento de la tensión de trabajo, además de reducir la carga total ennegrecemos más fácilmente la placa; El ennegrecimiento evoluciona, en relación con las variaciones de la tensión en kV elevada a una potencia, en valor absoluto entre 4 y 7, dentro del amplio campo de todas las variantes técnicas radiográficas.

3.^a Al ennegrecer la placa con alta tensión, precisaremos menos energía, y, por

lo tanto irradiamos menos el organismo.

4.º Hemos señalado que el trabajo con alta tensión no era un factor desfavorable en lo que se refiere a las propiedades del negativo.

Si el trabajo con altas tensiones presenta alguna objeción, es ésta la de que son más críticas las características de exposición, o sea que al reducirse notablemente la latitud de exposición es necesario afinar al máximo las condiciones de trabajo; fácilmente se pasa del negativo subexpuesto a la solarización de la placa.

2: g) **Contraste de radiación.**—La placa se ennegrece mediante la energía que recibe, la residual del haz directo y el componente de radiación difusa. La relación entre la totalidad de la energía que llega al conjunto del material sensible y la del componente de radiación difusa, se llama **Contraste de Radiación**, concepto que debe diferenciarse del de contraste radiográfico; éste es la encontrada diferencia de translucidez del negativo determinada por los distintos tonos de ennegrecimiento.

El componente de radiación directa nos facilita los selectivos tonos de ennegrecimiento que precisamos para nuestro estudio clínico, mientras que la radiación difusa determina un ennegrecimiento uniforme, de fondo, como si después de impresionar la placa exclusivamente con el haz directo residual, la reimpressionáramos con una iluminación Roentgen energéticamente equivalente a la del componente de radiación difusa y sin interponer el organismo. Siempre y cuando no alcance grandes proporciones, comprobamos, con asombro, que este componente de radiación difusa aún nos ayuda al situar en la parte recta de la curva característica los puntos de lectura del negativo, que de no mediar el componente de radiación difusa, estarían en la zona de subexposición. En el caso de efectuar una radiografía de torax, si elimináramos completamente la radiación di-

fusa, precisaríamos doble cantidad de energía inicial, con objeto de situar los puntos de lectura en su correspondiente sitio de la curva característico. Ahora bien, cuando este componente energético difuso alcanza valores superiores a los de tolerancia, debemos tratar de reducirlo; de aquí la importancia y la absoluta necesidad del empleo de cualquiera de los medios o artificios descritos como eficaces antidifusores.

Si consideramos separadamente los dos componentes de radiación entre la totalidad de la energía que llega al conjunto del material sensible, descubriremos dos interesantes aspectos que es necesario considerar: la relación de distancias focales foto-objeto y foco-material sensible), y el volumen irradiado.

2: h) **Las distancias focales en la técnica radiográfica.**—Los fotones directos no absorbidos ni desviados constituyen en su conjunto el componente de radiación directa de la energía que llega a la placa. En este aspecto, además de las características de transmisibilidad propias del haz y de la naturaleza y densidad del material absorbente, debemos considerar la energía que llega al material sensible en relación con la irradiación del organismo a nivel de su puerta de entrada, y esto, en función de las distancias focales. Indudablemente, esta proporción —irradiación incidente/irradiación de activación del material sensible—, será muy distinta si consideramos, en relación con la distancia focal de trabajo, los casos extremos que pueden darse en la técnica radiográfica. En el caso de la ARD, se da en este aspecto una especial condición: Con una separación foco-material sensible de tipo medio y aún más reducida, al acercar de manera significativa el objeto al foco, tendremos una desfavorable condición de transmisibilidad energética.

Las consideraciones que acabamos de exponer sólo cobran su verdadera importancia si tenemos en cuenta la abso-

luta necesidad de estudiar el gradiente energético compensador de las variaciones del grosor normal de la región que estudiamos, circunstancia de suma trascendencia en el caso de la ARD.

2: i) **El volumen irradiado en la técnica radiográfica.**—En relación con el componente de radiación difusa, debemos estudiar el volumen irradiado; cuanto mayor sea este tanto más importante será aquél. En el caso de la ARD, el problema técnico de la posible necesidad de un sistema antidifusor no plantea mayores dificultades. No obstante, es necesario conocerlo para interpretar esta circunstancia favorable. Corrientemente —con la ARD—, irradiamos pequeños volúmenes, y, además, la gran separación objeto-placa nos proporciona directamente el método antidifusor ideal. Podemos considerar que, a partir de un apreciable factor de amplificación radiográfica, el material sensible se ennegrece casi exclusivamente por la acción del componente de radiación directa. Como es natural, este elevado contraste de radiación determina un favorable contraste radiográfico, pero, asimismo, nos revela que si no practicáramos la ARD, sería necesaria mucha menos energía.

2: j) **La eficacia de los métodos antidifusores.**—Fue Laurell³ quien por primera vez señaló el efecto y la importancia antidifusora de la separación objeto-placa, lo cual podemos valorar estudiando lo que Waard⁴ llama índice de selectividad antidifusora. Para exponer brevemente este concepto, seguiremos la magistral exposición de Oosterkamp⁵.

Si D' es la radiación difusa que encontramos junto al enfermo, y D'' la que llega al material sensible y que no se eliminó por el sistema antidifusor, la pérdida de este componente enérgico será

$$D = \frac{D''}{D'}$$

Igualmente, entre la energía de la radiación primaria —directa— P' y la que alcanza al material sensible P'', podemos estudiar su factor de debilitamiento

$$P = \frac{P''}{P'}$$

Waard, para objetivizar el efecto antidifusor de cualquier procedimiento, estableció lo que él llama **índice de selectividad (S)**

$$S = \frac{P}{D}$$

3) **La borrosidad radiográfica, sus distintos componentes y el mínimo detalle estructural identificable con detalle.**

3: a) **Consideraciones generales.**—En toda radiografía podemos identificar un determinado grado de imprecisión debido al componente de borrosidad —borrosidad total (Bt)—, condicionado no adicionalmente por tres factores:

- a) La borrosidad geométrica (Bg).
- b) La borrosidad de movimiento (Bm).
- c) La borrosidad fotoluminiscente (Bf).

En la Fig. 5 esquematizamos cada uno de estos componentes de la Bt, cuyo estudio exhaustivo débese a Klaesens⁶.

La Bg viene determinada por la amplitud de la superficie anódica de emisión, y, dada una determinada distancia focal, por la relación entre la separación objeto-placa y foco-objeto.

$$Bg = \frac{b}{a} f \dots\dots(I)$$

Recordemos que la imagen será ampliada proporcionalmente a la separación objeto-placa y en relación con la distancia focal.

$$A = \frac{b+a}{a} \dots\dots(II)$$

La movilidad del objeto, considerándola en el caso más desfavorable (el des-

la calidad del haz, ha sido ya estudiada en sus generalidades.

Aún en los casos más favorables, en los los que podemos considerar nula la Bm, encontraremos combinadas la Bg y la Bf. En este caso, la Bt, según Klæsens, cuyos datos se corresponden con nuestras determinaciones experimentales, será:

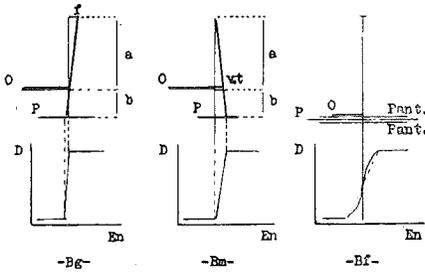


Fig. 5.—Esquematización gráfica de los tres componentes de la borrosidad radiográfica.

- Bg, borrosidad geométrica.
- Bm, borrosidad de movimiento.
- Bf, borrosidad fotoluminiscente.
- a, separación foco-objeto.
- b, separación objeto-placa.
- a + b, distancia focal.
- f, mancha focal.
- O, objeto.
- P, placa.
- vt, componente de movilidad.
- Pant., pantallas de refuerzo.

plazamiento paralelo al plano del material sensible), establece la Bm.

$$Bm = \frac{b+a}{a} v \cdot t \dots\dots(III)$$

v, es el desplazamiento del objeto por unidad de tiempo, y t, el tiempo de exposición.

Obsérvese que la Bm es la ampliación radiográfica multiplicando el factor de la movilidad por unidad de tiempo. En el caso de la ARD esta consideración adquirirá una importancia extraordinaria.

Tanto la Bg como la Bm vendrán dadas en el orden de magnitudes que habremos expresado f —tamaño de la mancha focal—, y, v t. Por supuesto, utilizaremos para nuestro trabajo un tiempo de exposición lo más reducido posible en relación con la velocidad y amplitud del desplazamiento del objeto.

La Bf propia y característica de las pantallas de refuerzo y cuya importancia depende, para cada tipo de pantalla, de

$$Bt = \sqrt[3]{Bg^3 + Bf^3}$$

$$Bt = \sqrt[3]{Bg^3 + Bf^3} \quad d \cdot A \geq Bt \quad d \geq \frac{Bt}{A}$$

$$Bg = (A - 1) f \dots \dots d = \frac{1}{A} \sqrt[3]{(A-1)^3 f^3 + Bf^3}$$

$$\frac{d}{Bf} = \frac{1}{A} \sqrt[3]{(A-1)^3 \left(\frac{f}{Bf}\right)^3 + 1}$$

$$y = \frac{d}{Bf} \dots$$

$$y = \frac{1}{x} \sqrt[3]{(x-1)^3 a^3 + 1}$$

$$x = A \dots$$

$$y' = \frac{1}{x} \frac{3 a^3 (x-1)^2}{3 \sqrt[3]{(x-1)^3 a^3 + 1}} - \frac{1}{x^2} \sqrt[3]{(x-1)^3 a^3 + 1}$$

$$y' = 0 \quad x = 1 + \sqrt[3]{\frac{1}{a^3}} \quad y = \frac{a}{(1 + a^{3/2})^{3/2}}$$

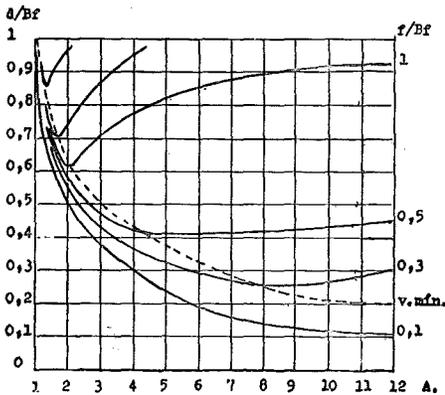
valores mínimos

$$x = 1 + \frac{1}{\sqrt[3]{a^3}} \quad y = \frac{a}{(1 + a^{3/2})^{3/2}}$$

x	0	1	1 + $\frac{1}{a^{3/2}}$	infinito
y	infinito	1	$\frac{a}{(1-a^{3/2})^{3/2}}$	$\frac{a}{(1+a^{3/2})^{3/2}}$
y'	infinito	-1	0	0

3: b) **El máximo diámetro de ARD con suficiente detalle.**—En la Fig. 6 damos la representación gráfica de esta última expresión. Puede verse que, para cada tipo de mancha focal y considerando un determinado valor de Bf (f/Bf), sólo podemos obtener los beneficios de la ARD hasta un determinado factor de ampliación, precisamente el definido

por los puntos de intersección de las distintas curvas con la de valores mínimos. En su trabajo, Burger y cols.⁷ emplearon



* Fig. 6.—El factor de ampliación radiométrica (A) en función del mínimo tamaño crítico de detalle identificable (d/Bf), para distintos tamaños de mancha focal (f/Bf). La línea punteada (v. min.) corresponde a los valores mínimos igualando a cero la primera derivada de la expresión fundamental.

otra expresión para el cálculo de la Bt, no exenta de error al comprobarse que sus datos se desvían de los resultados experimentales. Según dicho trabajo, no serían posibles los factores de ampliación radiográfica que obtenemos para las pleiorradiografías ampliadas.

3: c) **El mínimo detalle estructural identificable.**—Considerando nula la Bg, si partimos del foco de emisión puntiforme ideal o en el caso de una mínima separación objeto-placa, nunca podremos estudiar estructuras más finas que el valor de la Bf. La mínima estructura identificable con suficiente detalle, que, con Burger y cols.⁷, llamaremos **tamaño crítico de detalle** (d), tendrá que ser igual o mayor que Bf.

$$d \geq Bf$$

En el caso de practicar una ARD, sin

considerar de momento la Bg —al ser la Bf prácticamente igual—, no modificando la calidad del haz y las pantallas de refuerzo, el valor de d será

$$d \cdot A \geq Bf$$

$$d \geq \frac{Bf}{A}$$

En el caso que estamos considerando, al practicar la ARD habremos disminuído el valor de d en 1/A veces el inicial. En realidad, el problema no es tan sencillo, pues siempre habremos de tener en cuenta el componente de Bg. Estudiando éste tal como lo hemos hecho con el componente de la Bf, en el supuesto de que estamos trabajando sin pantallas de refuerzo, tendremos que

$$d \geq Bg ; d \cdot A \geq Bg ; d \geq \frac{Bg}{A}$$

De acuerdo con las expresiones I y II de las consideraciones generales sobre la borrosidad radiográfica, veremos que

$$Bg = (A-1)f ; d \geq f \left(1 - \frac{1}{A}\right)$$

Si practicamos un factor de ampliación suficientemente grande, el valor de d será el de la mancha focal.

3: d) **La separación objeto-placa en la técnica radiográfica.**—Ya hemos indicado que, para una determinada distancia focal, la separación objeto-placa determina el valor de A. Ahora vamos a considerar, circunstancialmente, la mínima separación objeto-placa; o sea sin factor de ampliación radiométrica y con la particularidad, en la clínica, de emplear la mínima distancia focal.

3: e) **La historradiografía.** — Cuanto más reducida sea la separación objeto-placa tanto menor será la Bg. Esta circunstancia facilita la obtención de provechosos estudios historradiográficos. Para ello, según exponen Combee y cols.⁸ em-

plean un tubo con una mancha focal de 0,3 mm. igual a la que empleamos para la ARD. Para la historradiografía se ha construido un tubo especial, con ánodo fijo, la citada amplitud de mancha focal y una ventana para la salida del haz permeable a los fotones de poca energía. Con este tubo, dado su escaso rendimiento energético por unidad de tiempo, debe trabajarse a muy corta distancia focal —10 mm.—, para así ennegrecer cómodamente la placa. Esta se impresiona sin el concurso de las pantallas de refuerzo y situando el objeto —corte histológico— en su inmediato contacto y separado de la emulsión sólo por una débil capa protectora de 0,01 mm. Con estas condiciones técnicas de trabajo se obtiene una Bg que, según la expresión antes expuesta, será

$$Bg = \frac{0'01}{10} \cdot 0,3 = 0,0003 \text{ mm} = 0,3 \mu = d$$

La Bg es, en este caso, el tamaño crítico de detalle. Mediante esta técnica historradiográfica observamos que se pueden estudiar estructuras de 0,3 μ . En la Fig. 7 reproducimos un fragmento de una radiografía realizada en condiciones técnicas aproximadas a las que acabamos de exponer, y en la que puede verse el fino detalle estructural que se obtiene.

3: f) **La plesiorradiografía.**—Esta última estimación y las que, en general, hemos considerado en relación con la separación objeto-placa, nos señalan la posibilidad de estudiar detalladamente las estructuras del organismo que, estando próximas al plano de salida del haz, puedan radiografiarse situando en su inmediato contacto el material sensible. Siempre que, si empleamos a propósito la mínima distancia focal, sea factible aproximar lo más posible el objeto a la placa, obtendremos el suficiente detalle estructural para el plano proximal y, cosa curiosa, con aparente sorpresa, pero razonado motivo, inmejorables negativos ra-



Fig. 7.—Fragmento del negativo de una pintura. Ha sido realizado colocando el material sensible en inmediato contacto con la tela y ennegreciéndolo sin el concurso de las pantallas de refuerzo.

diográficos. En realidad, seleccionamos las estructuras de los planos próximos al material sensible buscando un acentuado contraste de detalle y aumentando exageradamente la Bg de todos los otros planos más distantes, siendo este aumento tanto mayor cuanto más cerca se encuentren aquéllos del foco; de aquí la necesidad de emplear una mínima distancia focal.

Esta sería la definición de una técnica radiográfica ya conocida, la Plesiorradiografía, o, abreviadamente, Plesiografía, términos que emplea Anzilotti, mientras que Bonomini la llama Radiografía a distancia focal corta, y Turano Monostratigrafía, Monoplesiostratigrafía o Stratigrafía de superficie, y conocida en nuestro ambiente por Radiografía de contacto. Entre nosotros, Blay⁹ realizó un comple-

tísimo estudio del tema en su tesis doctoral que dirigimos nosotros.

3: g) **La plesiorradiografía ampliada.** Habida cuenta de las características de la

Plesiorradiografía y las ventajas, ya expuestas, de la ARD, fácilmente veremos que se puede establecer una suma de factores radiológicos favorables: Obtener el máximo diámetro de ampliación radio-



Fig. 8.—Plesiorradiografía ampliada del aparato celular mastoideo.

geométrica y con suficiente detalle para el plano seleccionado plesiógráficamente, es decir, trabajando con la mínima separación foco-objeto y para los planos plesiógráficamente ideales. Esta es la definición de la **plesiorradiografía ampliada** (PGA), variante técnica dentro de las de la ARD y que exponemos como original.

4. La red de alimentación y el equipo radiológico.

4: a) **Consideraciones generales.**—Trabajando con las técnicas de la ARD no tendremos problemas de red. No obstante, para el correcto ajuste de nuestro equipo, aun siendo muy reducidas las caídas de tensión, debemos considerar este problema. Por otra parte, como, en general, el tubo para la ARD es de dos focos, tal problema se impone también a nuestra atención.

Al escoger nuestro equipo no debemos dejarnos llevar por delirios de grandezas. Por lo general, dadas las habituales características de nuestras redes de alimentación, obtenemos un mal rendimiento con los equipos que suelen trabajar con altas intensidades de corriente. De todos es conocido, y los que no lo sepan a poco que se introduzcan en la especialidad lo aprenderán, que es éste el más importante escollo de la técnica radiográfica. Es, pues, de todo punto necesario estudiar las posibilidades de nuestra red. Pedirle más energía de la que buenamente nos pueda dar, es un absurdo que comprobamos a menudo al examinar las posibles causas del fracaso técnico.

El equipo, en su diseño fundamental y realización práctica, ha de reunir unas propiedades cualitativas y de rendimiento que reduzcan al máximo cuantas pérdidas energéticas pueden tomar origen a nivel del generador.

El régimen de carga del tubo debe regularizarse de tal manera que siempre podamos obtener el más óptimo y racio-

nal rendimiento. Es por lo tanto necesario que el equipo contenga los dispositivos estabilizadores de consumo para el encendido de los filamentos catódicos de las válvulas y tubo, y un sistema de automatización del régimen de carga. No son útiles aquellos dispositivos que, aun denominándose así, en realidad sólo prefijan arbitrariamente, y a lo sumo enlazan, algunos de los factores de carga.

4: b) **Estudio de la red.**—Para ello dividimos a la red en dos partes. La primera, comprenderá desde el transformador de distribución del sector urbano o el de la línea propia —caso más ventajoso—, hasta el punto de conexión de nuestro equipo; la segunda, desde dicho punto hasta los terminales del primario del transformador de alta tensión. Para reconocer las posibilidades energéticas de la red, hay que estudiar primero la conexión, y, después, la totalidad del circuito. En los dos casos debe procederse de manera análoga. Con la ayuda de una resistencia (r), cuyo valor depende de la carga energética que queramos ensayar, se cortocircuitan los terminales del sector objeto de nuestro estudio. Mediante un voltímetro, reconoceremos la caída de tensión ($V_1 - V_2$) durante la carga. La constante ohmmica de carga (R) será

$$R = \frac{V_1 - V_2}{I}; \quad I = \frac{V_2}{r}; \quad R = \frac{(V_1 - V_2) r}{V_2}$$

En el gráfico de la fig. 9, podemos ver los valores de r para distintas cargas experimentales, y en la fig. 10 el tanto por ciento de caída de tensión que se tiene con diferentes cargas y para diferentes resistencias totales de la red. Con estos datos puede establecerse el gráfico general de caídas de tensión y para cada posición del selector de tensiones, tal y como exponemos en la fig. 11.

4: c) **Automatización del régimen de carga.**—El equipo destinado a trabajar con las técnicas de la ARD necesita el

dispositivo automatizador de carga. Este nos ha de facilitar siempre una carga total de acuerdo con las óptimas características de trabajo del tubo. La carga en vatios, para cada tiempo de exposición o determinados grupos de tiempos, no debe

te mecanismo de automatización, darse cuenta de su importancia y reconocer su eficacia, examinaremos su funcionamiento y los problemas que resuelve.

Dicho mecanismo, al modificar la tensión de trabajo, ajusta automáticamente la pertinente calefacción de filamento, adaptándose así de un modo perfecto a las curvas características de trabajo del tubo, lo que debe hacer, además, venciendo dos importantes escollos, que por lo general no se toman en consideración.

A) El fenómeno de la carga espacial.

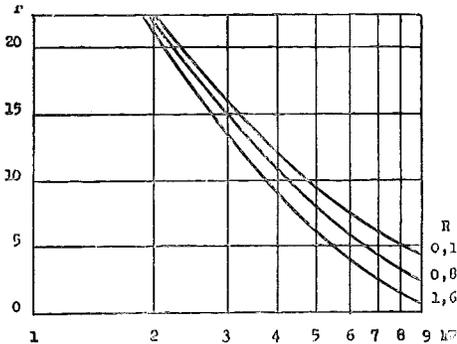


Fig. 9.—La resistencia exploradora (r) en función de la carga impuesta (kW). Obsérvese la ligera dispersión del valor para los casos casi extremos del valor de R para líneas de 220-380 voltios.

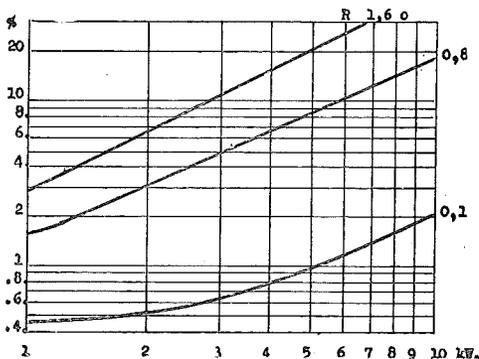


Fig. 10.—Tanto por ciento de la caída de tensión de la red en función de la carga impuesta (kW), para distintos valores de R (resistencia de la red).

variar en absoluto al modificar la tensión de trabajo; es decir, el producto de cualquiera de las combinaciones automatizadas de tensión e intensidad para cada tiempo de exposición, ha de ser exactamente igual.

Para comprender las dificultades de es-

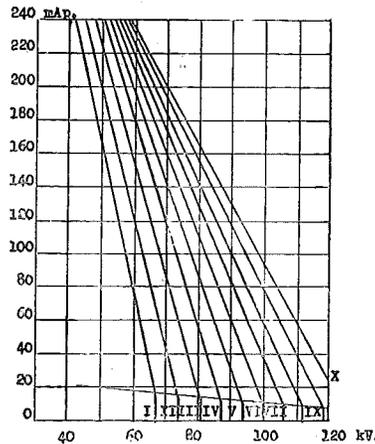


Fig. 11.—Aconsejable disposición gráfica de las caídas de tensión para las distintas posiciones del selector de kilovoltage, en función de la carga impuesta (mA.p.).

La emisión termoelectrónica del cátodo es independiente de la tensión establecida entre los dos electrodos —ánodo y cátodo—, pero, en la práctica, cada valor de calefacción de filamento y las distintas tensiones de trabajo, ofrecen diferentes intensidades de corriente circulando a través del tubo; como si la tensión aumentara o disminuyera la emisión termoelectrónica. Este fenómeno, caracterizado por las alteraciones de I_c en función de las variaciones de tensión, nos lo explicamos, en parte, por la llamada **Ley de carga espacial** de Langmuir y

Schottky¹⁰, definida por la siguiente fórmula:

$$I_c = k \cdot V^{3/2}$$

en la que,

I_c , es la intensidad de corriente; amp/cm², o sea, la densidad de la corriente,

V , la tensión en voltios, y

k , una constante de proporcionalidad, determinada por las características y disposición de los electrodos emisor y receptor.

Este incremento de I_c proporcional a $V^{3/2}$ sólo se pone de manifiesto si alcanzamos, entre ambos electrodos, el valor que se llama «tensión de saturación»

$$V_s = \left(\frac{I_c}{k} \right)^{2/3}$$

B) El fenómeno del pozo.

Si estudiamos la disposición y construcción práctica del cátodo, observaremos que el filamento aparece situado en el fondo de un pozo constituido por una pieza que tiene esta forma y que está destinada al enfoque y mejor aprovechamiento del haz de electrones. La misión de esta pieza es muy parecida a la rejilla del tubo electrónico de tres electrodos (el triodo). Ofrece una verdadera resistencia al camino de los electrones, resistencia que sólo es vencida por las grandes diferencias de potencial. En estos casos, el fenómeno de las alteraciones de I_c viene acentuado con las variaciones de la tensión y para un mismo valor de encendido del filamento catódico. Este fenómeno, debido a las características funcionales del pozo catódico, aparece señalado, con mayor o menor intensidad, en los diferentes tubos.

Las consideraciones expuestas nos permitirán darnos cuenta de cuán importante es la concepción y el mecanismo funcional de este dispositivo de automatización, que ha de facilitarnos una reproducción de cualquier disparo radiográfico con exactitud matemática y en cualquier ocasión, sean cuales fueren las cir-

cunstancias desfavorables. Sólo así estaremos seguros de nuestro trabajo y podremos controlar y corregir de una manera eficaz las características de exposición.

4: d) **El desarrollo calórico.**—Aunque el régimen de carga y el desarrollo calórico presentan, aparentemente, dos aspectos diferentes, no son más que una distinta manera de enfocar el mismo problema.

Para valorar el desarrollo calórico se han establecido unas unidades que, aunque algo arbitrarias, son de utilidad práctica: las unidades calóricas por segundo (UC/s) en cuanto al régimen de carga constante —radioscopia—, y simplemente unidades calóricas (UC) respecto al de radiografía.

Su equivalencia para el cálculo es la siguiente:

$$\begin{aligned} UC/s &= kV \cdot mA \cdot p \cdot k \\ UC &= kV \cdot mA \cdot s \cdot k \end{aligned}$$

La constante de proporcionalidad k es propia de cada equipo considerado en su totalidad, la cual está condicionada por una serie de factores: las fases y los ciclos de la corriente alterna de alimentación general, el tipo y las características funcionales del generador, la constante del sistema de refrigeración (tubo-cúpula) y la longitud de los cables de alta tensión, entre los más significativos

Una de las maneras más objetivas para poner de manifiesto las posibilidades máximas de carga de un tubo en función del óptimo tiempo de exposición, es el de las UC. A este respecto, y para el tubo de ánodo giratorio de 0,3 mm. de mancha focal, las exponemos en el gráfico de la fig. 12 A. En la fig. 12 B, para distintas tensiones de trabajo se dan las necesarias cantidades de mAs correspondientes a cada valor de UC.

4: e) **La automatización y su ajuste.** Para ajustar el dispositivo automatizador hay que tener en cuenta

- 1.º El régimen de trabajo del tubo,
- 2.º las consideraciones formuladas, y
- 3.º el trabajo radiográfico que preferentemente deberemos realizar.

4: f) **Normas de trabajo de acuerdo con el desarrollo calórico.**—El calor que

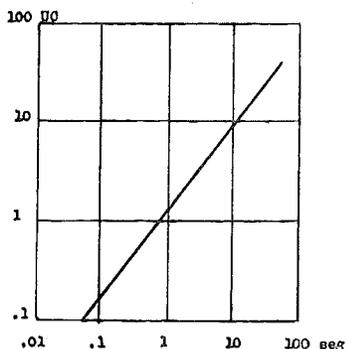


Fig. 12 A.—El óptimo tiempo de exposición —abscisas— para cada cantidad de UC a desarrollar (ordenadas). Anodo giratorio de 0,3 milímetros, sin refrigeración forzada y cables más cortos de 6 m. Generador de cuatro válvulas.

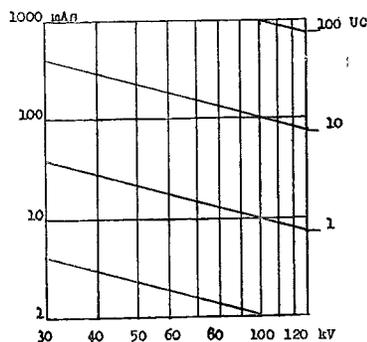


Fig. 12 B.—mA necesarios para cada tensión de trabajo, considerando las UC a desarrollar. En ambos gráficos se considera el desarrollo calórico maximal.

se genera a nivel del anticátodo obedece a la carga impuesta por unidad de tiempo. La capacidad de refrigeración del sistema sigue un ritmo constante y riguroso: una función de decrecimiento no lineal. La cantidad de calor perdido por

unidad de tiempo, está en función del calor total acumulado.

Si el calor producido por unidad de tiempo no supera la capacidad de refrigeración permanente del sistema (UC/s), podremos trabajar indefinidamente (lo que así es admisible en técnica radiológica). Por el contrario, si realizamos una carga más elevada, fácilmente desbordaremos la capacidad de recuperación calórica, por lo que, al acumularse esta energía residual, podríamos llegar a superar las posibilidades de máxima acumulación. En estos casos juega un importante papel el tiempo de intervalo entre disparos. Para reconocer el calor residual, consultaremos el gráfico de enfriamiento en el caso de un máximo desarrollo calórico (fig. 13).

Cada tubo tiene una cifra de UC/s de máxima tolerancia para un régimen de

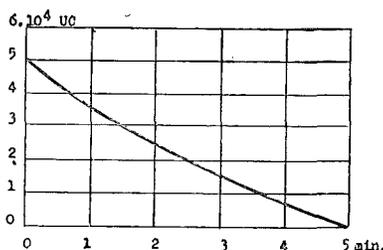


Fig. 13.—Gráfico de refrigeración total. Tubo de ánodo giratorio de 0,3 mm. de mancha focal y cúpula sin refrigeración forzada.

carga constante, y otra de UC de máxima acumulación energética, además del gráfico de refrigeración.

Siempre que sea posible, debemos empezar a trabajar con el ánodo frío, o sea después de un intervalo de reposo igual al tiempo de total enfriamiento (fig. 13). En estas condiciones, con nuestro tubo para la ARD, podemos radiografiar, realizando cargas máximas, con intervalos de 0,5 seg. o mayores. De no realizarse máximos desarrollos calóricos, podremos reducir el tiempo de intervalo, siempre que

éste sea igual o mayor que el cociente entre las UC a desarrollar y las UC/s permitidas. En contados casos tendremos que efectuar disparos radiográficos con un intervalo más reducido, si sólo tenemos en cuenta las técnicas de la ARD.

En el caso de tener que radiografiar a continuación de una radioscopia, sólo podremos desarrollar un máximo calórico si la radioscopia duró solamente el 60 por ciento del tiempo de enfriamiento total.

Se entiende, considerando estas posibilidades de trabajo que acabamos de indicar, que nunca llegaremos a acumular un número de UC, superior al de la máxima acumulación permitida.

III. MATERIAL, INSTRUMENTAL Y METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

1. Estudio experimental de los ennegrecimientos radiográficos

1: a) **Consideraciones generales.**—Inicialmente, emprendimos el estudio experimental con rudimentarios elementos de trabajo, cuando no nulos. De esta etapa, llena de grandes dificultades, aprendimos que cualquier profesional, por escasos que sean sus medios de trabajo, puede agenciarse una metodología experimental que le permita conseguir la necesaria información para alejarse del empirismo que en general domina la especialidad.

Estos trabajos, iniciados hace cinco años, nos han facilitado el estudio de los más importantes problemas de la técnica radiográfica. De un modo especial, la investigación de los ennegrecimientos radiográficos se ha mostrado extraordinariamente útil, al permitirnos resolver un sistema de protección frente a las radiaciones ionizantes. Asimismo, hemos podido estudiar la distribución energética en la profundidad de un fantoma de parafina, a través de ensayos de irradiación cinética en sus múltiples variantes, y, siguiendo una idea original del Prof. Palmieri; la

utilización de filtros de espesor no uniforme (en cuña), trabajos, todos ellos, pendientes de publicación.

1: b) **El ennegrecimiento experimental.**—Consideramos, ante todo, dos posibilidades: el ennegrecimiento directo y el que efectuamos con la ayuda de las pantallas de refuerzo. En ambos casos debemos conocer la cantidad de energía empleada y su distribución, en relación con los distintos grados de ennegrecimiento.

1: c) **Obturador fraccionador energético.**—Ennegrecemos directamente la placa mediante un dispositivo que distribuye, en distintos sectores, diferentes cantidades de energía. Para ello, hemos diseñado y construido el dispositivo que se expone en el conjunto de gráficos de la fig. 14. Es una aplicación, en nuestro te-

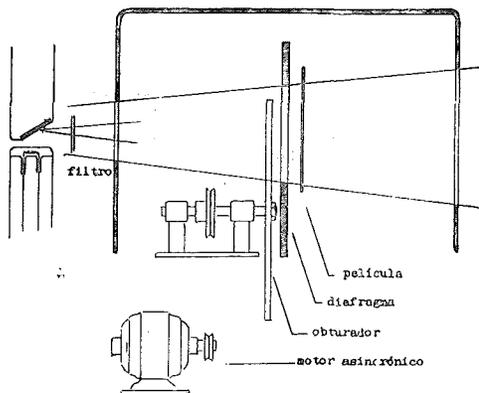


Fig. 14 A.—Esquematación constructiva del obturador fraccionador energético.

trabajo experimental, de la idea básica del sensitómetro de Scheiner. Se trata de un obturador —pieza de cuatro aspas dentadas que se hace girar por su centro— que, modulando el haz, nos facilita una placa ennegrecida por sectores, como la que se expone en la fig. 15. En ésta, el sector superior ha recibido la totalidad de la energía empleada, mientras que los nueve

sectores restantes han recibido cada uno una décima parte menos de energía que su inmediato superior. Este fracciona-

nos proponemos estudiar el ennegrecimiento con la ayuda de las pantallas de refuerzo. Durante los intervalos de escamoteo del haz, las pantallas, debido a su luminosidad remanente, seguirían ennegreciendo la placa. Como los intervalos de interexposición que crea el obturador al funcionar son distintos y progresivamente mayores para los sectores inferiores, en éstos el error de ennegrecimiento por la luminosidad remanente sería aún mayor que en los otros. Este error es difícil de subsanar, aun considerando todos los factores determinantes. Es necesario, por lo tanto, emplear otro sistema. En este caso, siguiendo también las normas corrientes en la técnica fotográfica, remedamos las ideas de la cuña de Goldberg. Para ello hemos realizado dos tipos de cuñas; una de aluminio con escalones de dos milímetros, y otra de cobre a saltos de una décima de milímetro (fig. 16). Las placas ennegrecidas con estas cuñas nos proporcionan las imágenes que pueden verse en la fig. 17.

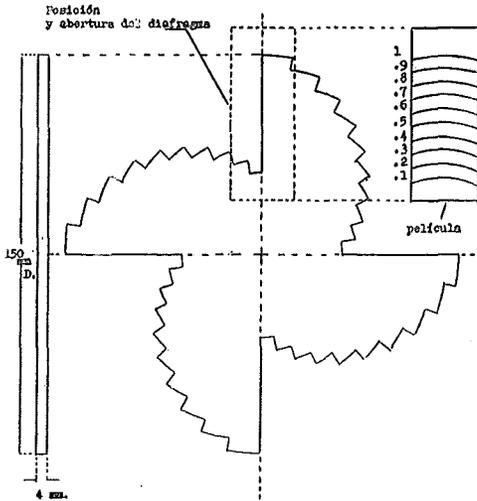


Fig. 14 B.—Detalle de la pieza fundamental del obturador. La distinta amplitud de los escalones compensa la diferente velocidad angular.

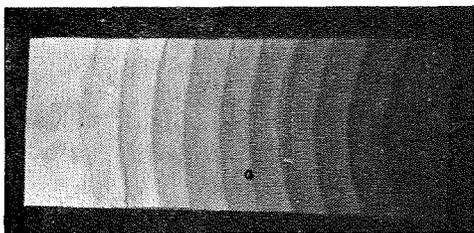


Fig. 15.—Placa demostrativa de la imagen radiográfica que facilita el obturador fraccionador energético.

miento se alcanza mediante las distintas superficies de escamoteo del haz, cuya amplitud puede verse perfectamente en el dibujo. Este obturador, al girar asincrónicamente con los períodos de la alterna, determina los distintos tiempos de exposición.

1: d) **Cuñas de material absorbente.**—El citado obturador no nos sirve cuando

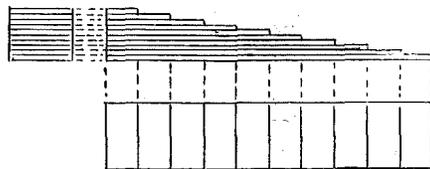


Fig. 16.—Dibujo esquemático de la construcción de las cuñas de absorción que utilizamos.

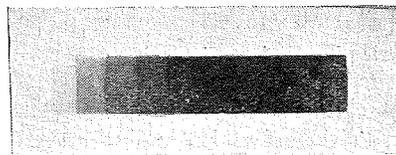


Fig. 17.—Imágenes radiográficas de las cuñas que utilizamos.

1: e) **La transmisibilidad energética. Su estudio mediante los ennegrecimientos experimentales.**—Para estudiar la curva de absorción de estas cuñas, ennegrece-

mos una placa directamente con el obturador, en la cual, en su parte superior —sector que recibe la totalidad de la energía— impresionamos simultáneamente una cuña de cobre. Mediante el correspondiente estudio sensitométrico de los ennegrecimientos obtenemos una exacta traducción del proceso. Estas mismas placas nos sirven para estudiar el factor de refuerzo de las pantallas, y, para la traducción a cifras energéticas ponderables, de los distintos puntos de lectura en los negativos radiográficos clínicos, en los que, cuando precisamos estudiarlos en este sentido, impresionamos una cuña de cobre.

1: f) **El componente de radiación difusa. Su estudio mediante los ennegrecimientos radiográficos experimentales.**—

Cuando nos interesa estudiar el índice de selectividad antidifusora, impresionamos una placa experimental en la que se registra, además de la curva de absorción de la cuña, una imagen en forma de cruz simétrica, determinada por dos tiras de una cinta de plomo de 5 mm. de espesor y cinco o diez milímetros de ancho. Una de las cintas se sitúa, en el fantoma de parafina o en el organismo, centrada con el eje geométrico del haz y a nivel de la puerta de entrada de este último; la otra, también centrada con el eje del haz, pero cruzándose con la anterior en su roentgenproyección y en contacto con el material sensible. Con este proceder experimental, tendremos la imagen radiográfica en forma de cruz, con dos brazos, uno ennegrecido exclusivamente por el componente de radiación difusa —en su aspecto teórico—, y el otro sin impresionar. Al repetir la experiencia con un dispositivo antidifusor, interpuesto entre el objeto irradiado y el conjunto del material sensible, podemos determinar el índice de selectividad antidifusora.

Siempre que realizamos ensayos de ennegrecimiento experimentales, revelamos todo el material a la vez, con un baño

revelador especialmente preparado, controlando el tiempo de actuación de acuerdo con su temperatura, y en condiciones de agitación normalizadas.

1: g) **El baño revelador. Su composición y el ennegrecimiento experimental.**

—Mediante el examen de los ennegrecimientos experimentales hemos podido estudiar la curva característica de nuestro material sensible, su óptimo factor gamma, el adecuado baño revelador y el tiempo de actuación del baño en relación con su temperatura.

Para un mismo tipo de material sensible, sólo modificando la composición del baño revelador hemos podido obtener los dos tipos de ennegrecimiento que exponemos. Este ensayo fue hecho considerando que, en determinados casos, aunque muy poco frecuentes, puede convenirnos obtener un acentuado contraste. Partiendo del revelador normal sustituimos el álcali por sosa cáustica, empleando exclusivamente hidroquina como oxidoreductor.

1: h) **La fotometría sensitométrica. Dispositivos fotométricos.**—

Las placas experimentales, una vez ennegrecidas y convenientemente reveladas, han de ser estudiadas para apreciar los distintos grados de ennegrecimiento. Para ello se emplea un instrumento llamado fotómetro.

Entre los que hemos utilizado, el dispositivo fotométrico más sencillo es el que exponemos en la fig. 18. Se trata de

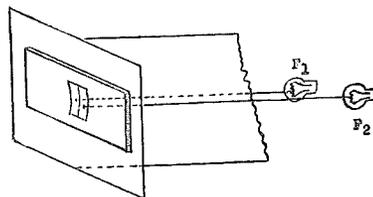


Fig. 18.—Esquematación del sencillo dispositivo fotométrico que detallamos en el texto. En la figura se representa el soporte anterior para el deslizamiento y lectura de las placas experimentales del obturador. Cambiando este soporte, pueden estudiarse las de las cuñas.

dos focos de luz exactamente iguales o cuya desigualdad podemos corregir experimentalmente, que iluminan por transparencia y de una manera simultánea dos de los sectores de una de las placas experimentales. Cuando, mediante el juego de las distancias focales de transiluminación, el ojo aprecia ésta sensiblemente igual, podemos, por la clásica ley de la inversa del cuadrado de las distancias, valorar la transparencia del ennegrecimiento; el \log_{10} de la inversa de la transparencia será la densidad óptica buscada. Este proceder nos facilita una orientación aproximada, pero suficiente. Debemos reconocer que su metódica exige bastante trabajo y una buena dosis de ingenio, dado que cualquier estudio experimental de este tipo requiere innumerables ennegrecimientos.

Este procedimiento lo abandonamos en cuanto dispusimos de un fotómetro fotográfico con lecturas directas de las densidades ópticas. Esto nos llevó a realizar un esfuerzo para solucionar definitivamente el problema fotométrico.

En la fig 19 exponemos el esquema de montaje de nuestro fotómetro fotoeléctrico. Se trata de un dispositivo de célula fotoeléctrica cuya señal es registrada mediante un voltímetro a válvula.

1: i) **La transmisibilidad energética en la técnica radiográfica.**—Mediante la metodología y el instrumental a que nos hemos referido para estudiar los ennegrecimientos radiográficos experimentales, hemos investigado en la práctica la transmisibilidad energética. Unas veces, utilizamos como material absorbente un fantoma de parafina formado por diversos bloques de 1 cm. de espesor y 20 cms. por 30 cms. de superficie. Diafragmado el haz, observábamos la importancia del volumen irradiado. Otras veces, hemos actuado directamente sobre el enfermo al que debía practicársele una radiografía. Para ello hemos empleado tres tipos de distancia focal: 150 cms., 90 cms., y el

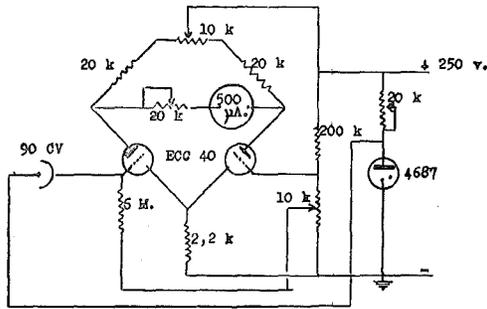


Fig. 19.—Conexión del fotómetro fotoeléctrico.

Se emplea la 90 CV como célula fotoeléctrica; es de alto vacío y preferentemente sensible al azul. Tiene una respuesta lineal en la zona de trabajo que utilizamos. Para su energización estabilizada utilizamos el tubo estabilizador 4687.

El voltímetro a válvula —puente equilibrado—, que nos sirve para la lectura de la respuesta fotoeléctrica, se ha montado con una válvula doble tiroide ECC 40.

Equilibrado el puente mediante el potenciómetro del circuito bianódico, podemos ajustar la sensibilidad del fotómetro con el potenciómetro del retorno de reja de la sección triodo activa. El potenciómetro —reostato— conectado en serie con el instrumento de lectura, nos puede facilitar una mayor amplitud de sensibilidad.

conjunto tubo-cúpula-diafragma, en inmediato contacto con el material absorbente o el organismo.

2) **Estudio experimental de la borrosidad radiográfica.**

2: a) **Consideraciones generales.**—Para el estudio de la Bt y sus distintos componentes, hemos empleado un variado instrumental, con el fin de ir adaptando nuestros procedimientos a las enseñanzas adquiridas y con un propósito definido: el de obtener de manera fácilmente reproducible y con suficiente precisión para nuestras consideraciones técnicas, un patrón comparativo de Bg. Este modelo de borrosidad nos es de utilidad para estudiar las evoluciones de la Bf y la Bt.

2: b) **Instrumental en general.**—Inicial-

mente, empleábamos fig. 20 la parrilla de Henny y cols.¹¹, y fig. 21 el plano inclinado reticulado de Bronkhorst¹². A modo de síntesis de estos dos procedimientos, ensayamos fig. 22, para que pudiese ser fácilmente reproducible, un plano inclinado formado por diversos hilos de distinto calibre. Después de muchos ensayos con este último dispositivo, en los que se demostró que únicamente se alcanzaba una absoluta precisión al cabo de muchísimas pruebas, decidimos emprender otro procedimiento más objetivo.

2: c) **Instrumental que aconsejamos.**—

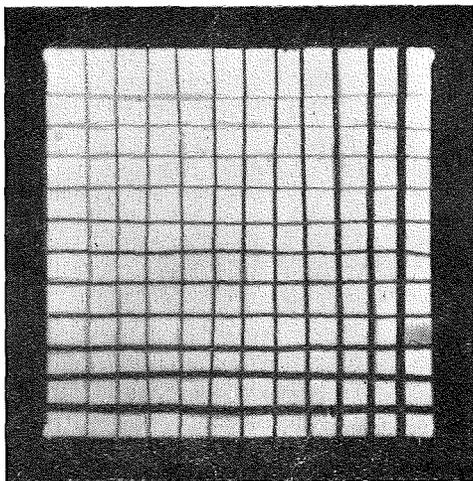


Fig. 20.—La parrilla de Henny.

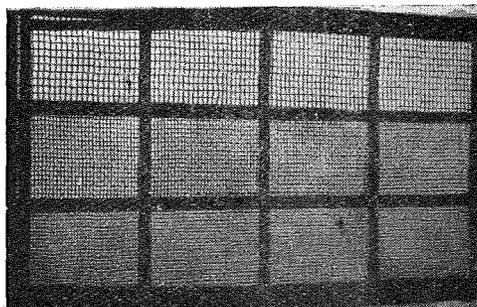


Fig. 21.—El plano inclinado de Bronkhorst.

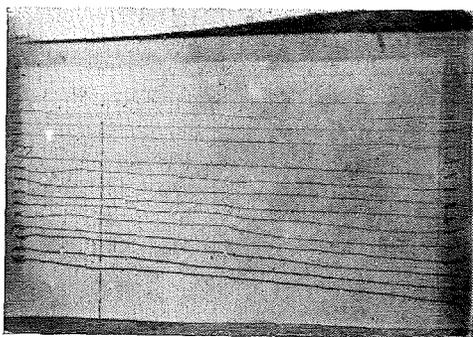


Fig. 22.—Nuestro plano inclinado, síntesis de la parrilla de Henny y el plano inclinado de Bronkhorst.

Cualquiera de los dos instrumentos que reseñamos a continuación puede ser empleado para nuestro trabajo. En las figs. 23 y 24 damos esquemáticamente una idea de cómo pueden ser construídos y las

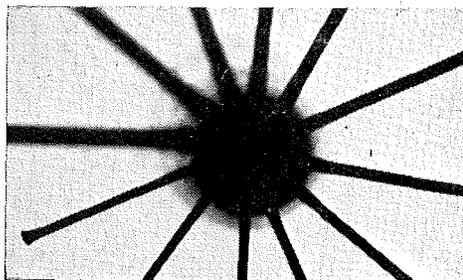
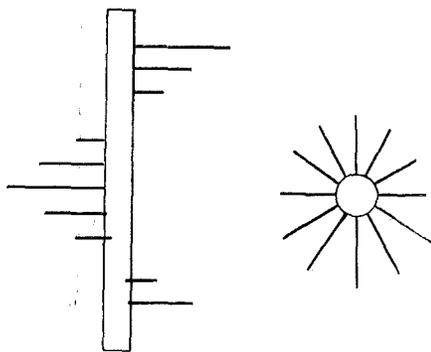


Fig. 23.—Representación gráfica del dispositivo en forma de eje radiado.

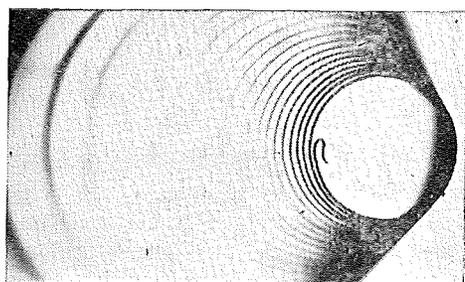
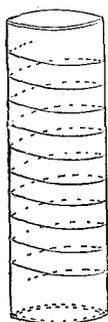


Fig. 24.—Representación gráfica del solenoide. Dispositivos originales para el estudio experimental de la borrosidad radiográfica.

imágenes radiográficas que nos proporcionan.

El primero es un núcleo cilíndrico largo, que sirve de soporte y en el que se fijan de manera radiada perpendicular al eje, a diferentes alturas y con una separación constante, distintas piezas metálicas. En la práctica, es un cirio en el que se han clavado unos clavos.

El otro es un cilindro de material foto-roentgenotranslúcido, en el que se arrolla, en espiral y con una constante separación entre espiras, un alambre metálico de diámetro conocido. En realidad es un solenoide con hilo de cobre.

Para el ensayo radiográfico experimental de Bg, el primero se sitúa en forma concéntrica al haz, mientras que el segundo es colocado un poco excéntrica-mente.

3) Estudio del rendimiento energético

3: a) **Consideraciones generales.**—Durante esta fase de nuestro trabajo, al tratar de estudiar el rendimiento energético del equipo nos hemos dado cuenta de que era de todo punto imprescindible reconocer la realidad de los tiempos que nos suministraba nuestro reloj de exposición. Sólo así nos era dable comparar los ennegrecimientos y el rendimiento.

En general, los malos equipos, disimulan su deficiencia con el falseamiento de los tiempos de exposición.

3: b) **Procedimiento experimental.**—Mediante una sencilla peonza, como la que se expone en la fig. 25, puede estudiarse el funcionamiento del reloj de exposiciones. Se trata de un disco de material roentgenopaco que, como una peon-

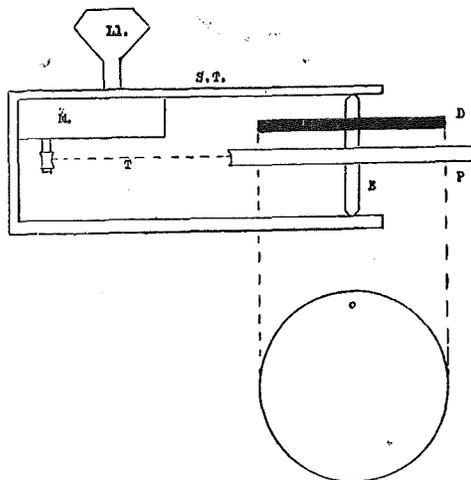


Fig. 25.—Esquematación gráfica de la peonza mecánica para el estudio experimental de los tiempos de exposición.

D, disco de plomo de 5 mm. de espesor, con un agujerito excéntrico, tal como se muestra en su proyección plana.

M, motor de accionamiento (se trata de uno de los de los juguetes, que funciona mediante un resorte a muelle).

Ll, llave para darle cuerda al motor.

T, transmisión (es una gomita, para facilitar el arranque).

P, polea grande que establece una extraordinaria reducción del movimiento de giro.

za, puede girar con facilidad mediante su adecuado soporte central. Este disco tiene un agujerito que permite el paso del haz. Si efectuamos un disparo radiográfico cuando el disco gira —velocidad de giro reducida—, obtenemos un negativo como los que se pueden ver en la fig. 26: El tubo Roentgen es accionado por impulsos rectificadas de la corriente alterna (cin-

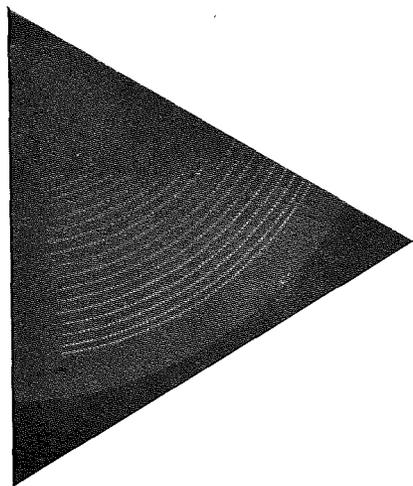


Fig. 26

cuenta en los circuitos que aprovechan sólo un hemicyclo, y cien para los de rectificación total; ambos casos, considerando los equipos de alimentación no trifásica). Por cada décima de segundo de exposición tendremos los correspondientes disparos en forma de impactos radiográficos (cinco o diez respectivamente)

IV. RESULTADOS

1: a) **La calidad del haz y el ennegrecimiento radiográfico.**—En la fig. 27 reproducimos una serie de curvas de ennegrecimiento directo. Este ensayo lo hemos

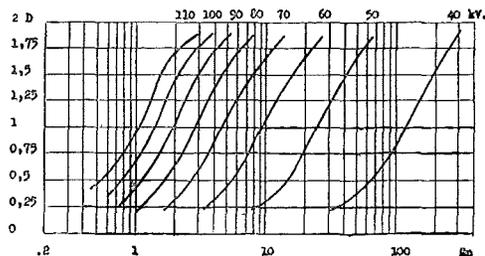


Fig. 27.—Familia de curvas de ennegrecimiento directo. 1 mm. de Al. de filtro.

En abscisas, las energías de ennegrecimiento; en ordenadas, las densidades ópticas, y en el parámetro, las diferentes tensiones de trabajo.

efectuado para cada clase de placas utilizadas.

1: b) **El rendimiento energético.**—En la fig. 28 puede verse un nomograma del rendimiento energético. A partir de unas pocas experiencias, mediante el cálculo, se completaron los necesarios datos para el trazado. Como se verá, hemos considerado las calidades del haz que reiteradamente venimos señalando como suficientes para las técnicas de la ARD.

1: c) **El factor de refuerzo y la Bf de las pantallas.**—En el capítulo que trata de las generalidades técnicas, y en su apartado (II: 1-f), hemos indicado que la luminosidad y la borrosidad inherentes a cada tipo de pantallas evolucionaban paralelamente con las variaciones de la calidad del haz. En la fig. 29 exponemos los resultados que hemos obtenido al estudiar los tres tipos de pantallas que utilizamos. Estos datos son más que suficientes para el trabajo práctico, y pueden utilizarse como suficientemente aproximados para los tres tipos fundamentales de pantallas que nos suministran las distintas casas productoras. Este gráfico corresponde a un haz Roentgen de las siguientes características:

- a) Tensiones de 30 hasta poco más de 140 kV. con un filtro de 0,5 milímetros de Al.

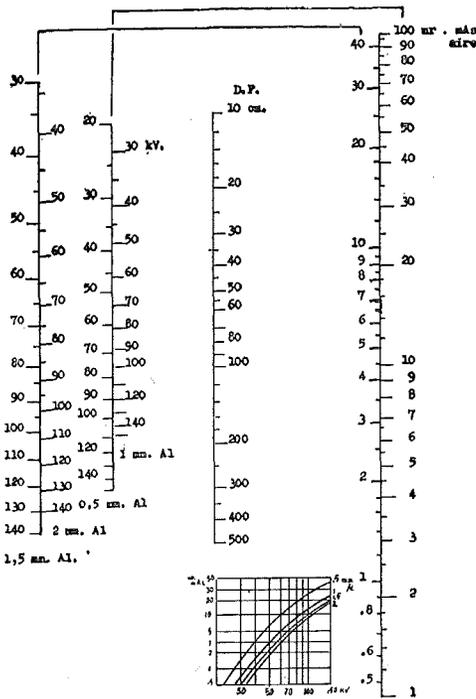


Fig. 28.—Nomograma del rendimiento energético en función de la calidad del haz y a distintas distancias focales.

En el gráfico, las experiencias fundamentales a 100 cm. de D. F., con los cuatro tipos de filtro y tensiones hasta 150 kV.

- b) Tensiones hasta poco más de 100 kV. y un filtro de 1 mm. de Al.
- c) Tensiones hasta 85 kV. con un filtro de 1,5 mm. de Al.
- d) Tensiones hasta 70 kV. con un filtro de 2 mm. de Al.

Para las exigencias de las técnicas radiográficas que hoy consideramos, no es necesaria una mejor calidad del haz.

1: d) **Máxima Bt. tolerable.**—La máxima Bt tolerable la establecemos en 0,5 mm. Obsérvese en la fig. 29 que este valor lo superamos con facilidad utilizando pantallas de las más fotoluminiscentes. Esto justifica nuestra insistente ob-

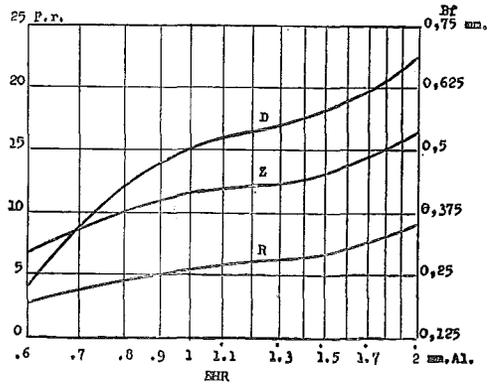


Fig. 29.—El factor de refuerzo (F. r.) y la borrosidad fotoluminiscente (Bf) de tres clases de pantallas de refuerzo, en función de la calidad del haz.

- D, pantallas muy luminosas.
- Z, pantallas de grano fino y mediano factor de refuerzo.
- R, pantallas para huesos. Muy poco fotoluminiscentes.

servación práctica, que nos obliga a seleccionar, para cada técnica, la calidad de las pantallas de refuerzo, no como suele procederse al tener en cuenta la parte positiva de su utilización, sino fijándonos en la que ofrece un verdadero interés: la de su borrosidad.

1: e) **La calidad del haz, en la práctica, y los ennegrecimientos radiográficos.** Siguiendo las orientaciones de Biermann y cols.¹³, expondremos a continuación los resultados de los estudios hechos sobre el particular. Dichos autores estimaron que era posible sistematizar dentro de un solo tipo de evolución el complejo problema, en la práctica, de los ennegrecimientos radiográficos. Por nuestra parte, especialmente teniendo en cuenta las técnicas de la ARD, opinamos que es preciso señalar una diferenciación.

Como puede verse en el gráfico de la fig. 30, al ennegrecer la placa sin el concurso de las pantallas de refuerzo y para la ARD, según sea la calidad del haz los ennegrecimientos evolucionan de manera

distinta. Si consideramos la expresión general de Biermann

$$kV_1^n \cdot mAs_1 = kV_2^n \cdot mAs_2$$

el valor del exponente n será:

- 1) La cuarta potencia, si trabajamos con un filtro de 0,5 mm. Al.
- 2) La quinta, si empleamos mayores espesores de filtro.

1: f) **La calidad, en la práctica, de las pantallas y los ennegrecimientos radiográficos.**—Al abordar este problema técnico hemos observado que, para cada tipo

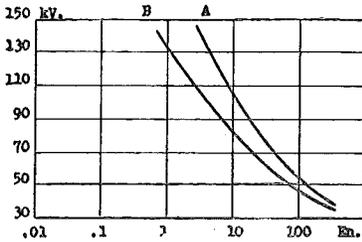


Fig. 30.—Progresión del ennegrecimiento directo trabajando con dos filtros distintos.

- A, con 0,5 mm. de Al.
B, con 1,5 mm. de Al.

de pantallas, nos encontrábamos con una característica evolución de los ennegrecimientos radiográficos; es más: en el caso de las de mayor fotoluminiscencia, y de manera tanto más acusada cuanto mayor era el espesor de filtro empleado, con dos formas evolutivas.

Sistematizando los resultados, diremos que:

A) Las pantallas de más débil factor de refuerzo siguen las evoluciones establecidas por la cuarta potencia de la tensión utilizada en kV.

B) Las de grano fino y mediano factor de ayuda las de la quinta.

C) Las de mayor fotoluminiscencia

las de la sexta o séptima potencia, de acuerdo con la calidad del haz.

1: g) **La selectividad antidifusora para las técnicas de la ARD.**—En la fig. 31 exponemos los resultados de los estudios sobre la selectividad antidifusora de la separación objeto-placa, teniendo en cuenta la importancia que aquélla tiene para las técnicas de la ARD.

1: h) **El material sensible y los ennegrecimientos radiográficos en la práctica.**

—En general, todas las placas radiográficas que hemos utilizado —y que suelen encontrarse en nuestro mercado— condicionan una evolución de los ennegrecimientos radiográficos muy parecida. A este respecto hemos de señalar que para llegar al mencionado resultado es absolutamente necesario emplear, para cada tipo de placas, su adecuado revelador.

Al comparar los ennegrecimientos directos con los que efectuamos mediante las pantallas de refuerzo, hemos descubierto, excepcionalmente, el caso de sensibilización anteriormente descrito (II-1: e).

Para las técnicas de la ARD se requiere un material sensible —placas radiográficas—, con una amplia gama de tonos

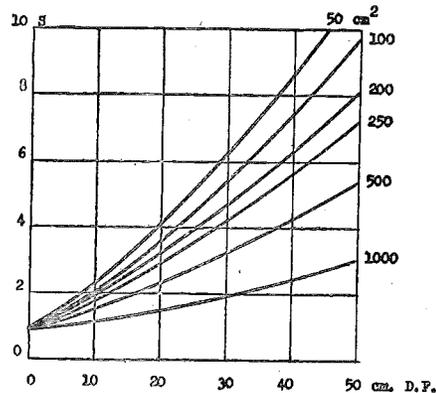


Fig. 31.—El índice de selectividad antidifusora (S) en función de la separación objeto-material sensible y para diferentes tamaños de la puerta de entrada. Espesor constante de 17 centímetros de parafina.

de ennegrecimiento, aunque para ello haya que sacrificar en cierto modo su sensibilidad.

En la práctica, las evoluciones de los ennegrecimientos radiográficos, en lo que dependen de las relaciones de distancias focales y del volumen irradiado, son considerados globalmente en las conclusiones prácticas.

V. CONCLUSIONES PRÁCTICAS

Además de las conclusiones teóricas y de definición (I; 1: a, 1: c, 1: e, -II; 1: a, 1: c, 2: f, 2: h, 3: f, 3: g, 4: a, 4: b, 4: c, 4: e), las de tipo práctico en la metodología e instrumental experimentales (III; 1: a, 1: b, 1: c, 1: d, 1: e, 1: f, 1: g, 1: h, 2: c, 3: b), y las que exponemos con los resultados (la totalidad del capítulo), resumiremos en este apartado el problema del gradiente energético para compensar las variaciones del espesor normal de cada región.

Al estudiar este problema con referencia a las técnicas de la ARD, hemos comprobado qué factores en general esenciales se tornan secundarios, y a la inversa.

Entre estos factores debemos considerar:

La región del organismo.

La calidad del haz.

La calidad de las pantallas de refuerzo.

Al considerar la región del cráneo —y en contra de lo que es norma general para las otras técnicas radiográficas— en el caso de la ARD es necesario estudiar el gradiente energético compensador. No obstante, no nos es posible sistematizar en forma de conclusiones este aspecto del problema. La causa reside, por lo que deducimos de nuestros estudios, en las especiales condiciones en que se produce la transmisibilidad energética. Sólo el experimentado artifice técnico, debidamente capacitado por un completo estudio experimental, puede establecer, en este caso

particular un acertado coeficiente de corrección circunstancial.

En lo tocante a los estudios radiográficos ampliados del tórax pleuropulmonar, nos encontramos, por razones fáciles de comprender, con las más favorables condiciones de transmisibilidad energética.

El resto del organismo, aunque considerado globalmente, debería dividirse en dos grupos: el del abdomen y raquí, y el de las extremidades y partes óseas del tórax.

Prácticamente, y para sintetizar nuestras conclusiones finales, establecemos, para las técnicas de la ARD, dos casos generales: El del tórax pleuropulmonar y el del resto del organismo. Para cada uno de ellos fijaremos su correspondiente tabla de valores de corrección.

En la tabla I, referente al grupo torácico, pueden verse dos columnas de cifras, una de las tensiones en kV. y otra de mAs. En dicho grupo son extremadamente reducidas las posibles variaciones técnicas. En general, debe operarse con pantallas de mediano factor de ayuda y tensiones de trabajo dentro de un margen reducido de variabilidad.

En la tabla II, correspondiente al grupo general, pueden observarse tres columnas de tensiones y una de mAs. En este caso, son muchas las posibilidades de variación técnica que es necesario considerar.

Para el empleo de estas tablas hay que proceder de la siguiente manera:

Establecidas las características de exposición para una determinada técnica —complejo problema que no hemos considerado en este escrito—, se trabajará con el gradiente energético compensador que indican las tablas. En la correspondiente columna de tensiones, buscaremos la cifra de nuestra tensión normal de trabajo; por cada centímetro de espesor, en más o en menos, efectuaremos un salto hacia abajo o hacia arriba. Se puede utilizar con el mismo fin, pero con un mar-

TABLA I

kV	mAs
30	1
31	1,2
32	1,4
33	1,6
34	1,8
35	2
36	2,3
37	2,6
38,5	3
40	3,5
41,5	4
43	4,5
44,5	5
46	6
47,5	7
49	8
50,5	9
52	10,5
53,5	12
55	13,8
57	16
59	18,5
61	21
63	24
65	28
67	32
69	36
71	42
73,5	48
76	56
78,5	64
81	73
83,5	84
86	96
89	110
92	126
95	
98	
101	
105	
109	

sión de trabajo a otra. Los saltos que efectuemos en la columna de tensiones, los repetiremos, pero en sentido contrario en la de mAs.

En la tabla II, las distintas columnas de tensiones corresponden a las siguientes condiciones de trabajo:

A.—Trabajando con reducidos espesores de filtro —0,5 mm. de Al. — y sin pantallas de refuerzo o con unas de muy pequeño factor de ayuda.

TABLA II

A	kV			mAs
	B	C		
			30	0,4
			30	0,5
			32	0,64
	30	34	34,5	0,8
	32,5	36	36	1
	34,5	38	38	1,25
	37	40	40	1,6
	40	42,5	42	2
	43	45	44	2,5
	46	47,5	46	3,2
	49,5	50,5	48	4
	53	53,5	50,5	5
	57	56,5	53	6,4
	61	60	55,5	8
	65,5	63,5	58	10
	70,5	67	61	12,5
	76	71,5	64	16
	81	75,5	67	20
	87,5	80	70,5	25
	94	85	74	32
	100	90	77,5	40
	108	95	81	50
	116	100	85	64
	125	106	89	80
		120	98	125
			107	200
			102	160
			112,5	250
			118	320
			124	400

gen de trabajo más reducido, la columna de valores de mAs.

Fácilmente se puede pasar de una ten-

B.—Cuando se trabaje con un filtro de 1 mm. de Al. y pantallas de mediano factor de refuerzo.

C.—Empleando mayores espesores de

filtro y pantallas lo más fotoluminiscentes posible.

En conjunto, el factor dominante es la calidad de las pantallas de refuerzo,

SUMMARY

The blackening and fogging in the direct radiographic magnification Experimental study and practical conclusions: Plesioradiographic magnification: a new technic

I. The following general technical considerations are dealt with: definition of radiographic magnification.

II, 1. The concept and the factors conditioning radiographic blackening are analyzed. The opportune sensitometric references are given to the systemic study of the photoroentgensensible material—plates and intensifying screens—. The intensifying factor and the radiographic fogging due to the use of intensifying screens are discussed in detail.

II, 2. The roentgen energetic transmissibility is studied in relation with the subject of this article; the roentgen beam quality is defined (fig. 3), the massic coefficient of absorption for the different body constituents and the varying qualities of the roentgen beam are given (fig. 4). Attention is devoted to the following topics: roentgen energetic yield, the use of high tension in radiographic technic, the concept of radiographic contrast, the relations between focal distance and irradiated volume and their technical importance and, lastly, the effectiveness of the different methods to avoid scattering.

II, 3. After some general considerations on radiographic fog (fig. 5) the work of Burger and col. is discussed in relation to the maximum diameter of direct radiographic magnification to evaluate the practical advantages of this technic. The pertinent mathematical discussion is exposed and the graphs from the author's own experimental work are presented (fig. 6), together with a demonstration of how the new plesioradiographic technic is employed in practice (fig. 8).

II, 4. The supply source and the radiologic equipment are studied. Special attention is given to the charge automation devices and the heat development in the tube (fig. 9 to 13).

III. In this part the experimental methodology is dealt with.

III, 1. The experimental radiographic blackening is studied by means of an original instrument (fig. 14). Some results so obtained are given in fig. 15. The relation between radiographic blackening and energetic transmissibility (III, 1. c), scattering (III, 1. f) are shown. The photometric technic to sensitometric evaluation of the plates is described (original instrumentarium in figs. 21 and 22).

III, 2. Our own experimental study on radiographic fog is exposed.

III, 3. The energetic yield of a radiologic unit is evaluated. An original device for the exact control of exposition times is shown (figs. 28 and 29).

IV. The results of our experimental work are given, consisting of:

IV, 1. a: a group of blackening curves (fig. 30).

IV, 1. b: a nomogram of energetic yield of an radiologic equipment (fig. 31).

IV, 1. c: the relation between intensifying factor and fog for three types of intensifying screens, working with roentgen beams of different quality covering widely the needs of the usual radiographic practice.

IV, 1. d: the maximum tolerable total radiographic fog is evaluated IV, 1. c: the beam quality is analyzed in relation with the radiographic technic of direct magnification.

In the least section, are commented the practical considerations from experimental results. Tables I and II show the energetic corrections to the best and more uniform radiographic blackening, in relation with the compensating energetic by thickness unity differing from the normal.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.—PALACIOS, J. Determinación del número e por un método fotográfico. Trabajo publicado por la Facultad de Ciencias Matemáticas de la Universidad de Rosario. República Argentina, 1945. Volm. VI de homenaje al Prof. J. Rey Pastor.
- 2.—SCHULZ, M. D. *Radiology*. 55: 52, 1950.
- 3.—LAURELL, H. *Acta Radiológica*. 12: 574, 1931.
- 4.—WAARD, R. H. *Forts Röntgenstr.* 49: 415 y 50: 606, 1934.
- 5.—OOSTERKAMP, W. J. *Rev. Techn. Phil.* 8, 6: 183, 1956.
- 6.—KLAESENS, H. A. *Phil. Res. Rep.* 1, 4: 241, 1946.
- 7.—BURGER y cols. *Rev. Techn. Phil.* 8, 11: 325, 1946.
- 8.—COMBEE y cols. *Med. mundi.* 1, 2: 36, 1955.
- 9.—BLAY, A. La mancha focal y su valoración en la técnica radiológica. Sus aplicaciones a la radiología craneal. La plesiografía y la radiografía ampliada. *Tesis doctoral*, 1954.
- 10.—LANGMUIR y cols. Citado por Beerev. H. von, en su libro *Técnica de la alta tensión*, pág. 110. Edit. Labor, Barcelona, 1944.
- 11.—HENNY y cols. *Roentgenography: Fluoroscropy*, capítulo de *Medical Physics*, de Otto Glasser, 1944, págs. 1292-1309.
- 12.—BRONKORST, W. *Kontrast und Schärfe im Röntegenbilde*, Georg Thieme, Leipzig, 1927.
- 13.—BIERMAN y cols. *Acta Radiológica*. 35: 22, 1951.