The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	X線写真における最適濃度範囲
Author(s)	金森, 仁志
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1963, 23(5), p. 579-590
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18145
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

X線写真における最適濃度範囲

島津製作所
金森 仁志

(昭和38年5月11日受付)

The Optimum Film-Density Range for Diagnostic X-ray Radiographs

By

Hitoshi Kanamori

Radiation Apparatus Division, Shimadzu Seiskusho Ltd. Kyoto, Japan

1. Introduction

There have been several opinions about the optimum film-density of X-ray radiographs for the perception of change in thickness or composition of objects, and also on the density range if thickness or composition changes over a wide range. These values were derived by experience, but the reason why the optimum values exist is uncertain. This reason should be important in determining the quality control and automatization standards of a "good radiograph". A good radiograph should have good physiological contrast and sharpness in its entirety, but only contrast is considered.

2. Minimum Perceptible Film-Contrasts

If a test-piece of brightness H_O is surrounded by brightness H_B, the minimum perceptible contrast (different from film-contrast) c_{min} has been given the empirical equation, eq. (1), by Moon-Spencer[1]. Where, H_A is adaptation-helios (brightness) which depends on the distribution of brightness around the test-piece as shown in eq. (2) (3) (4). Let H_B, H_O, H_S be the brightness at the film-density D_B, D_O and of a viewer respectively, we have eq. (5). Using (1) and (5), we obtain eq. (6) of the minimum percertible film-contrast ΔD_{min}. Calculated ΔD_{min} to base density D_B are shown in the left side of Fig. 1. In the figere, H_S are expressed in rlx. (≡ blondel), and curve-numbers relate to adaptation-helios as shown in Table 1. Factors of viewers used are shown in Table 2. About 20 persons including X-ray technicians distinguished change in film-density. Thus, ΔD_{min} were plotted and smoothed into the curves in Fig. 1. Density-distribution of films are shown in Fig. 2. Density was measured by a microphotometer. Films were inspected as follows with respect to curve numbers:

Curve ①: First the entire film was inspected. Then the test piece was just surrounded by a black cover and tested. The values recieved were identical.

Curve ②: Each belts having the same density D_B was separated and made a width of 25mm. The belts having similar densities were placed in rows, 25mm apart.

Cusve ③: One belt was put on the center of a viewer.

Curve ④—⑦: Every test piece was separated such that it included a vicinity having base

density, making its diameter as indicated in the fifth column of Table 1, and put on the center of a viewer.

Curve ② ③ were taken instead of diagnostic radiographs because of complex density-distribution.

In Fig. 1, calculated and experimental curves of the same number agree within experimental errors. Moon-Spencer's empirical equation used in illuminating engineering can be, therefore, applied to radiography. Fig. 1 shows that change in density or film-contrast is more easily perceptible with the rise of brightness of a viewer and the fall of base-density. The optimum density, therefore, dose not exist if only difference in density without the effect of change in object-thickness is considered.

3. Optimum Film-Density

Film-contrast in physical meaning ΔD constituted by a change in thickness Δx is put in eq. (7), where g is the gradient of a radiation absorption ciurve (thickness-brightness curve of an intensifyng screen) and γ is that of a density-exposure curve.

Now, we may define a physiological contrast ΔS as shown in eq. (8). Some of calculated ΔS are plotted in Fig. 4, where experimental ΔD_{min} in Fig.1 and γ of a typical film FUJI PX (Fig. 3) are used. The ordinate δ is physiologically modified γ as expressed in eq. (9) (10). Larger δ means more perceptible. The abscissa is exposure and corresponding film-density. Since the brightness of viewers used in diagnoses are about 2000-rlx., we obtain that the optimum densities are 1.26, 1.3 and 1.6 from the curves ③, ② and ① of Hs=2000. Moreover, the corresponding ΔD_{min} are 0.0068, 0.0066 and 0.0058, from Fig. 1. The values derived from ③, ② corresponding to diagnoses are more perceptible than the experiential values 1.0 and 0.02[3)~6)]. This difference may be caused by using a larger test-piece area than that of clinical radiographs.

Film density is more uniform and viewers are brighter in industrial radiography than in diagnostic radiography. It is known by experience that for industry the optimum density is 1.5 or more[8)9)]. Curve ① of Hs=2000, 16000, corresponding to industrial cases, may explain these experiential values.

4. In Cases of Small Test Pieces

Films as shown in Fig. 5 were inspected as follows with respect to curve numbers :

Curve ⑨ : Procedures and results were the same as curve ①.

Curve ⑩ : Each column was separated such that test-pieces having same diameters were arranged in one belt. Three belts were arranged on the center of a viewer and together laterally. The middle belt being more easily perceptible than others was inspected.

Curve ⑪ : Some belts were arranged in column with interval of 1 cm, and one of the belts was placed on the center of a viewer. The former may be nearly equivalent to chest diagnoses. The both showed the same results.

Curve ⑫ : The columns having test piece diameter of lmm to 3 mm were cut into belts 4mm wide and tested.

Experimental results of ΔD_{min} are plotted in Fig. 6. With the larger D_B, the smaller test pieces are hardly perceptible. Fig. 7 shows δ under Hs=2000 rlx, derived from Fig. 6. From

the curves ⑩, ⑪ and ⑫, we obtain that the optimum densities are 1.1, 1.0, and 0.9 respectively. Thus we have confirmed the experiential value 1.0.

5. Optimum Density-Range

If the film-contrast ΔD due to thickness-change Δx is larger than the minimum perceptible film-contrast ΔD_{min}, we obtain eq. (11) from (8) and (9). Let g be such constant as eq. (12), the density range in which Δx can be distinguished must be obtained from eq. (13). Where, fluorescence E_1, E_2 correspond to the ends of thickness-range (x_1, x_2) of an absorption-curve, and $x=x_2-x_1$. Corresponding density-range (D_1, D_2) is obtained from Fig. 3. Let δ_0, Δx_0 be the values of δ, Δx at the ends of the range, respectively, we obtain eq. (14). Fig. 8 illustrates eq. (13) (14). In the figure, the δ-curve shows one of the curves in Fig. 4 and 7. The straight line passing through δ_0 is parallel to abscissa. Then, the density-range corresponds to the interval between the two intersections. The left side of eq. (14) is equal to the area of the shaded rectangle in Fig. 8. The right side is the reciprocal ratio of perceptible thickness-change Δx_0 to thickness range x corresponding to the range (D_1, D_2). This Δx_0 takes a minimum of Δx in the range.

Relations between $\Delta x_0/x$ and δ_0, calculated from the curves under 2000 rlx. in Fig. 4 and Fig. 7, are shown in Fig. 9. Every curve in the figure has a minimum of $\Delta x_0/x$ to δ_0, since the shaded area in Fig. 8 has a maximum. The discovery of the minima is the original point of this paper. If δ_0 is taken such that $\Delta x_0/x$ reaches a minimum, change in thickness of the object may be most perceptible, not only at the ends of the range but also all over the entire range (D_1, D_2.) If δ_0 is smaller than that, x decreases. Therefore $\Delta x/x$ increases. If δ_0 is smaller than that, Δx_0 increases at the both end. Therefore $\Delta x/x$ increases. If, therefore, a δ-curve intersects with its optimum δ_0-level, the limited range of abscissa corresponds to the optimum density-range. The range calculated from the curves under 2000 rlx. in Fig. 4. and Fig. 7, and corresponding $\Delta x_0/x$ are shown in Table 3. The range become more narrow and the change in thickness become less perceptible with the fall of uniformity of density. Industrial radiograph, therefore, has a wider range than diagnostic radiograph.

The range obtained from curve ⑪, ⑫, which correspond to chest radiographs, agree with several experiential results shown in Table 4. The optimum density-range for other objects or other inspecting factors could be found utilizing the same process.

Conclusion

Minimum perceptible change in film-density or film-contrast ΔD_{min} were calculated for several factors from an empirical formula of vision utilized in illuminating engineering. These agreed with experimental results. Physiological film-contrast was quantitized as the ratio of film-gamma to ΔD_{min}. The optimum densities for several factors were obtained form the maxima of the ratio, and agreed within the experiential values generally cited. The optimum density-ranges were obtained from graphs of above ratio to exposure. If density of a radiograph of an object having a wide range of thickness coincides to such a range, perceptible percent-change in thickness takes a maximum. The range of chest radiograph, for example, obtained by this procedure was 0.27-1.75, which agreed with the experiential values.

1. 緒　言

X線写眞において，被写体の微細な部分をもつとも識別しやすいような濃度（最適濃度）と，濃度域全体にわたつてもつとも診断しやすいような濃度範囲（最適濃度範囲）が存在することは，従来から経験的にわかつていたことで，これらの値に関して，被写体の模型の写眞あるいは臨床写眞の濃度測定によつて，種々の値が発表されている[2)-4)7)-15)]．これらの値は，いずれも，実際の写眞を多くの人が見て判定した結果を統計的に処理して導いた値であつて，何故に最適な値が存在するかと云う理由は明らかにされていなかつた．またこれらの値は，シヤウカステンの明るさ，被写体の状態，部位，濃度の分布状態によつてことなり，工業用でおこなうようにマスクをかぶせて部分的な観察をおこなえば見やすくなることも，経験によつてあきらかにされている．したがつて，最適値の存在する理由をあきらかにすることは，種々の条件に対して最適な濃度範囲を決定して，いわゆる「良い写眞」の基準の一つを与えるために重要であると考える．

さて，「良い写眞」とは，診断の対象となるすべての点において，生理的な対照度と鮮鋭度が良い写眞を意味する．本論文において，筆者は，生理対照度に着目して，これを，眼の識別能（視覚）とフイルムの感光特性を組合わせることによつて定量化した．生理的対照度が極大値をとるときの濃度が最適濃度である．つぎに，診断用写眞では，被写体の厚さが一様ではなくて，薄い部分と厚い部分とが交錯していることを考慮した結果，この厚さの範囲がある濃度範囲内に表現されたときに，もつともこまかいところまで識別されることを見出した．これが最適濃度範囲である．胸部写眞について，このようにして求めた値を，従来の，経験的に求られている結果と比較したが，両者は一致しているので，この方法によつて，種々の被写体やフイルムの観察方法に対して，最適な濃度が求められると考えてよい．

2. 最小覚認対比とフイルムの最小覚認対照度

Moon-Spencer によれば，輝度 H_B の中に輝度 H_o なる試験片があるとき，覚認しうる最小対比 C_{min} はつぎの実験式で与えられる．[1)]

$$C_{min}=\frac{(H_B-H_o)_{min}}{H_B}=\frac{0.0123}{H_B}(0.808+H_A{}^{1}/_{2})^2,\quad H_A>H_B \qquad (1)$$

ただし，H_A は順応光束発散度で，視野内の輝度分布できまる値である．フイルムの周囲の全視野での輝度が H_S であるとすると，順応光束発散度 H_A はつぎの式で算定される．

(1) フイルムが中心窩視野（視線のまわり 0.0131〔radian〕より大きくて，視線との角が θ〔radian〕なる円形であるとき

$$H_A=0.9226H_B+1.92\times10^{-2}H_B\int_{0.0131}^{\theta}\frac{\sin\theta\cos\theta}{\theta^2}d\theta+1.92\times10^{-2}H_S\int_{\theta}^{1}\frac{\sin\theta\cos\theta}{\theta^2}d\theta \qquad (2)$$

ここで，積分はつぎの値である．

$$\int_a^b\frac{\sin\theta\cos\theta}{\theta^2}d\theta=2\left[Ci(2\theta)-\frac{\sin2\theta}{2\theta}\right]_a^b$$

ただし $Ci(\theta)$ は Cosine Integral で数表[2)] より求められる．

(ii) 中心窩視野と一致するとき

$$H_A=0.9226H_B+0.0774H_S \qquad (3)$$

(iii) 中心窩視野より小さくて，視線との角が θ なる円形のとき

$$H_A=0.9226\left(\frac{\theta}{0.0131}\right)^2H_B+\left\{0.9226\left(\frac{0.0131-\theta}{0.0131}\right)^2+0.0774\right\}H_S \qquad (4)$$

つぎに，輝度 H_S なるシヤウカステンによつて，濃度 D_B 中に濃度 D_O の試験片があるフイルムを観察するときは，濃度とフイルム面の輝度の間につぎの関係がある．

$$\left.\begin{aligned}D_B&=\log H_S-\log H_B\\D_O&=\log H_S-\log H_O\end{aligned}\right\} \qquad (5)$$

ここで，H_B,H_O はそれぞれ濃度 D_B,D_O の点の輝度である．(1)(5)式によつて，フイルム上で覚認しうる最小の対照度 ΔD_{min} はつぎの式であらわされる．

$$\Delta D_{min}=(D_B-D_O)_{min}=\log\left\{1-\frac{0.0123(0.808+H_A{}^{1/2})^2}{H_S\cdot10^{-D_B}}\right\} \qquad (6)$$

これによれば，ΔD_{min} は H_S,H_A,D_B によつて変る量であることがわかる．

Fig. 1 の左側に，H_S=600, 2000, 16000(rlx) のときの D_B に対する ΔD_{min} の計算結果を示した．図中の曲線の番号は，フイルムを見る視角が，Table 1 に示すように変化した場合に対応する．

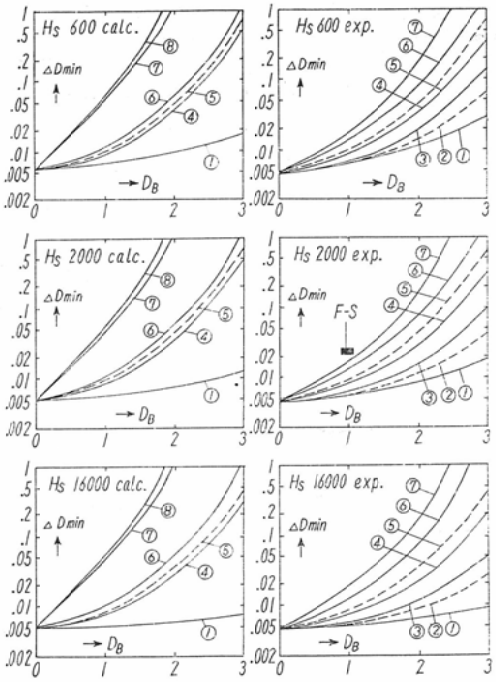

Fig. 1 Minimum perceptible fillm contrast ΔD_{min} to base density D_B and brightness of viewer Hs

Table 1 Curve number data of Fig. 1

Curve No.	Visual angle of film in radian	Rate of H_B and Hs contributing to H_A		Diameter of film in cm, 25cm from eyes
		Fovea	Extra fovea	
①	1 (whole field)	H_B	H_B	∞
④	0.025	H_B	$^4/_5H_B+{}^1/_5H_s$	2.5
⑤	0.015	H_B	$^2/_3H_B+{}^1/_3H_s$	1.5
⑥	0.0131	H_B	Hs	0.655
⑦	0.0066	$^1/_4H_B+{}^3/_4H_s$	Hs	0.328
⑧	→ 0	Hs	Hs	→ 0

同表で，曲線の番号が増すほどフイルムが小さくなり，⑧は0になつた極限を示す．②，③は欠番になつているが，これらはつぎにのべるように，実際の診断用X線写眞に相当する場合で，①と④の間にあてはまる．

上の計算値に対して，つぎの実験をおこなつて比較した．試料として，Fig. 2 のようなフイルムを数枚用意した．図の縦の列は，右からベース濃度 D_B が 0.3から 3.2まで順次大きくなり，それぞれの列の中の試験片（濃度 D_O）との対照度 D_B-D_O は上から順次小さくなる．D_B と D_B-D_O の値を島津製測微濃度計で測定した．この濃度差を，フイルムを作成したときの被写体の厚さと，増感紙螢光量減弱曲線の勾配と，ベース濃度に対する γ の値とによつて計算した濃度差と比較した．両者は実験誤差内で一致したので，この濃度差は信頼できる値である．シヤウカステンは Table 2 のような大きさと輝度のものを使つたが，それぞれ600，2000，16000（rlx）の理論値に，実験誤差内で対応させることができる．シヤウカステン上のフイルムに，外部から光が当らないようにして，反射光を除外し，透過光線だけで観察するようにした．被検者として，X線技師も含めて，正常な視覚をもつ者10数人をえらんだ．

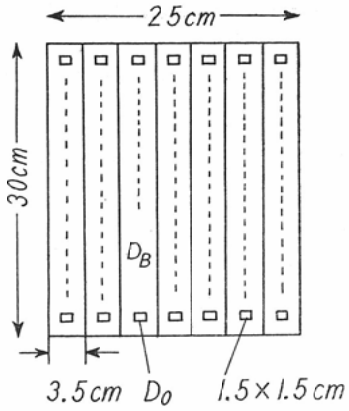

Fig. 2 Density distrsbution of films inspected: Base density D_B gradually increase from left to right. Contrasts to test pieces, D_B-D_O, gradually increase in every column.

Table 2 Factors of viewers

Brighthess, Hs, in rlx	size in cm
600	28.6×39.0
1880	28.6×39.0
15500	41×11

フイルムの状態は，つぎの8種である．

①の1.　1つの試料片の周囲を黒マスクで覆う——計算曲線の①に対応する.

①の2.　Fig. 2のフイルムをそのまゝ見る. ただし, 左側の最高濃度部の左側をマスクで覆う. 右端はシヤウカステンの輝度が入る.

以上の2つの場合の ΔD_{min} は同じであつたから曲線①であらわす. これらは濃度差の少い工業用非破壊検査の写眞に相当する.

②　Fig. 2のフイルムを, 1列づつ切り離して巾25mmとし, 25mmの間隔をおいてシヤウカステンの上に並べる——診断用写眞は, 骨や軟部組織が複雑に交錯して, 濃度の変化が大きいので, この状態をえらんだ.

③　切離したフイルムの1列だけをシヤウカステンの中央に置く. ——診断用で条件の悪い場合にあたる.

④～⑦　Table 1の右端の列に示す大きさに, フイルムを切断して, シヤウカステンの中央に置いた. ——同じ番号の計算曲線に相当する.

以上のようにして, 識別できる濃度差の限界をプロットして, これらの点の間を通るように曲線を画いて, Fig. 1の右側の結果を得た. Fig. 1によつて, つぎのことがわかる.

シヤウカステンが明るく, 濃度がうすいほど識別しやすい. すなわち, 視覚だけ考えれば, 最適濃度は生じない. また, 大きさが大きくて濃度が一様なフイルムほど, 差を識別しやすく; 最低0.005に達することは, 計算と実験で一致している. 工業用方面では, 条件がよければ0.005まで見わけられると云われているが[8], これを, 筆者は, 上のようにして, 計算と実験で確認した. しかし, 濃度が大きくなると, 計算値よりは見えにくくなる. フイルムが小さくなると, 周囲の輝度がまぶしくなつて, 見えにくくなるが, まわりが明るいと眼が動きやすいので計算どおり順応しない. 中心窩とフイルムの大きさが一致するとき(曲線⑥)には両者が一致するが, 他の場合には計算値より見えやすかつた. 順応光束発散度 H_A を(2)～(4)式で計算した点に問題があると考えられるので, 実験値の方を採用すべきである.

実際の医学診断用写眞では, 曲線②の場合よりも濃度分布がこまかいが, それについては4で実験をおこなうので, 一応, 実験曲線②, ③をもつとも実際に近いと考える. また, 実際に用いられている診断用のシヤウカステンの明るさは2000 (rlx) 前後である. 一般に, 写眞をみながら所見を記入するが, 机の明るさとの差を少くして, 目が疲れないようにするためには, この程度の値がよいからである. そこで, 以後は Fig. 1の多くの曲線のうちで, $H_S=2000$ の実験曲線によつて種々の考察をおこなう.

3.　生理的対照度と最適濃度

厚さ x と x＋Δx なる被写体によつて, 増感紙螢光量に $g\Delta x$ なる差を生ずる. ここで g は, 被写体の厚さxにおける螢光量減弱曲線の勾配である. これは撮影した管電圧波形と kVp によつて異る. 螢光量の差にによつてフイルム上には

$$\Delta D=\gamma g\Delta x \qquad (7)$$

なる「物理的対照度」が現れる. ここでγは, フイルム感光特性の勾配である. これに視覚の因子を乗じた量が「生理的対照度」であるが, この明確な定義はなされていない. 筆者は,

$$\Delta S=\frac{\Delta D}{\Delta D_{min}} \qquad (8)$$

が生理的対照度の相対値を示すと考えた. 対照度が小さければ, ΔS が等しいときは, 同じ程度に感ずるからである. 以下では, 係数をかけずに(8)式そのまゝの値を生理的対照度と呼ぶ. (7)(8)式より, ΔS はつぎのようにあらわされる.

$$\Delta S=g\delta\Delta x \qquad (9)$$

ただし

$$\delta=\gamma/\Delta D_{min} \qquad (10)$$

である. δ は, フイルム特性の勾配γを, 生理的に修正した値で, 「見えやすさ」をあらわす量である. これは, フイルムのベース濃度あるいは螢光量の値によつてかわる.

δ を計算するにあたつてγの値が必要であるが, 1例として, フジ医療用直接撮影X線フイルムPXを標準現象したときの感光特性を, Fig. 3の実線で示す. この勾配がγであつて, それを点線で示した. サクラ医療用フイルム new Y type の特性曲線についても, 感度は異るが, 曲線の形状が現像誤差の範囲内で同一とみなしてよいの

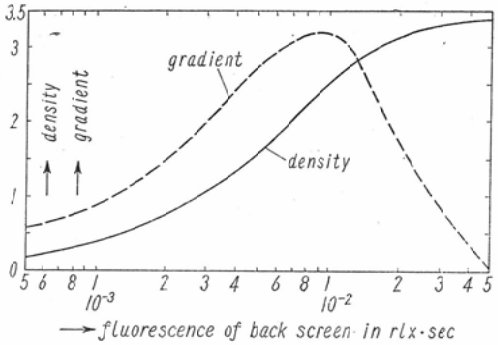

Fig. 3 The density-exposure characteristics and its gradients (gamma) of a medical X-ray film, FUJI PX, used at the calculations in this paper

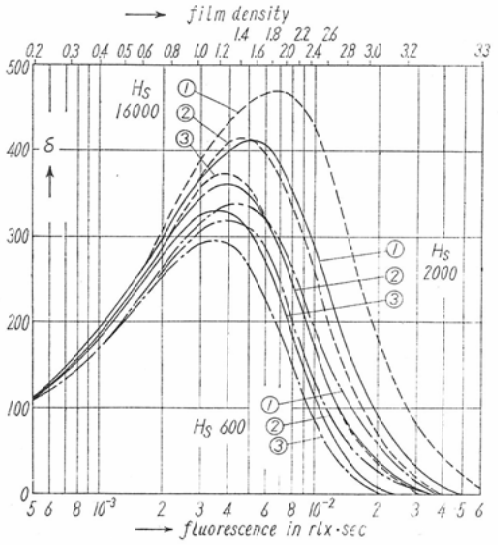

Fig. 4 The dependency of phsiologically modified gamma, $\delta\,(=\gamma/\Delta D_{min})$, to fluorescence of an intensifying screen and film density: Every curve is derived from the curve of the same Hs and number in Fig. 1

で，同図の濃度とγの関係を用いて以下の考察をおこなう．

Fig. 4にδの算定結果を示す．これは，上のγとFig. 1の実験曲線①，②，③を組合わせた曲線で，番号はそれぞれ対応する．横軸に，螢光量と濃度の目盛を記入した．視覚だけを考えれば，濃度が薄いほど見えやすかつたが，フイルム特性を合わせて考えたときには，ある濃度で，もつとも見えやすい点を生ずる．これが，最適濃度で，X線写眞の濃度レベルをきめるときに問題になる値である．診断用のHs＝2000の曲線③では最適濃度が1.26で，そのときのΔD_{min}はFig. 1によつて0.0068と求められる．曲線②では1.30と0.0066となり，濃度が一様ならば曲線①より1.6と0.0058となつて濃い方に移動してΔD_{min}が減少する．γは濃度2.5で極大になるが，生理的にはより低い濃度で極大になる．

つぎに以上の結果を写眞観察によつて経験的に得られていた従来の結果と比較してみる．まず間接撮影に対しては，1944年に藤本氏が多くの被写体模型の写眞を観察した結果，最適濃度は0.9～1.1で，そのときのΔD_{min}は0.02～0.025であることをあきらかにした[3]．この点をFig. 1にプロットすると，Hs＝2000の実験曲線のグラフにおいてF-Sなる記号をつけた部分になる．この実験では，シヤウカステンの明るさが1000～1500 (rlx) で，ライカ版フイルムが用いられ，黒化部の大きさが4.5mmで周囲が感光していないので，図示した点にくるのが妥当であることがわかる．また，江藤氏他も間接撮影で1.0附近が最適であるとしている[4]．直接撮影に対しても，この結果が一般にみとめられて，よく引用されており[5)6)]，最近，熊谷氏も骨の撮影に最して0.9～1.1が最適濃度であることをあきらかにしている[7]．上の実験では，被識別物の大きさが中心窩視野よりもはるかに大きかつたので，臨床写眞よりも識別しやすくなつていると考えられる．したがつて最適濃度が高い方にずれたものである．この点に関しては，つぎの4で実験的に検討する．

つぎに，Fig. 4の曲線①によれば，工業用非破壊検査のX線写眞は，被写体の厚さが一様であれば，濃度が一様につて，最適濃度が上昇すると推定される．実際に，工業用写眞は標準を1.5としている[8)9)]．また，工業用シヤウカステンは輝度が高く（8000～20000rlx），マスクをつけてみるようになつている．明るくすれば濃度2～3.5が最適であることも指適されている[8]．これらの事はいずれも経験から得られた事柄であるが，以上の考え方を適用すれば，さらに合理的な明るさとフイルム特性が得られる筈である．

4. 被識別物が小さいときの実験結果

Fig. 1の実験曲線①，②，③の場合のように，被識別物が中心窩視野よりもはるかに大きな場合には，実際の臨床写眞のような微細な部分を見る場合よりも，濃度差を識別しやすい．そこで，被識別物が小さな場合について同じ実験をおこなってみた．Fig. 5に実験に用いたフイルムの形状を示す．一枚のフイルムのベース濃度は一定で，その中に13×13個所に濃度差があつて，縦の列はそれぞれ直径が等しい．その値は，左側が7㎜で，右へ行くにしたがつて 0.5㎜ずつ減少して右端で1㎜になる．各列では上から下になるにしたがつて，ベース濃度との差が小さくなる．このようなフイルムを20枚作成して，ベース濃度を 0.2～3.4の間に分布させた．このフイルムを前に用いたのと同じシヤウカステンで観察した．観察法はつぎの4種である．

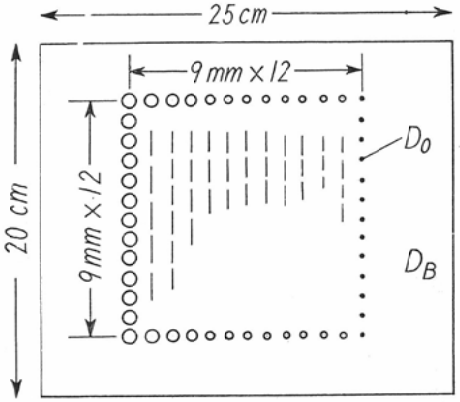

Fig. 5 Density distribution of films inspected for small test pieces: Diameter of test pieces are equall at every column, and decreass from left side to right side from 7 mm to 1 mm in 0.5 mm intervals. Film contrast to test pieces gradually decrease from top to bottom in every column

⑨ フイルムの外周をマスクで覆う．各列をマスクで覆つても同じところまで見えることは Fig 1の①と同様である．

⑩ フイルムを1列づつ切離して3本並べると，両端は見えにくいが，中央は見えやすい．この中央のフイルムを見る．このときは巾が 2.5cmに近くなるので，Fig. 1の③に相当する．

⑪ フイルムを1列づつ切離してシヤウカステンの中央に置く，このフイルムを1つだけ置いても，1cmの間隔をあけて並べて置いても同じところまで見えた．

⑫ フイルムを巾4㎜に切つて1cmの間隔をあけて並べて，直径3㎜以下のところだけを見る．

⑩⑪⑫で識別物の直径の小さいときが診断用写眞に相当すると考えてよい．これらのフイルムに対して，Fig. 1の実験曲線を得たのと同じ方向で実験した結果を，Fig. 6に示した．これによつてつぎのことがわかる．

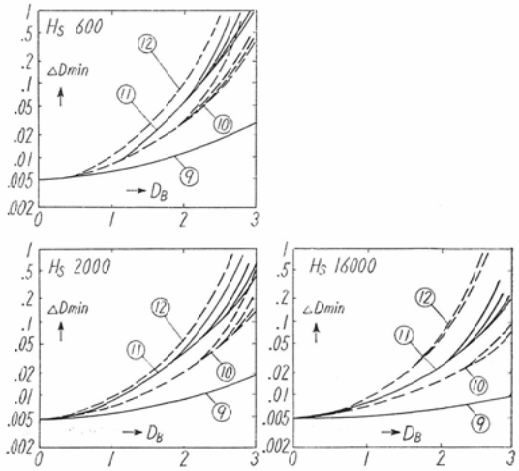

Fig. 6 Minimum perceptible contrast of small test pieces: The diverging curves correspond to diameters of test pieses—1, 3, 5, 7 mm from upper curve of 10, 11, and 1,3 mm of 12

(1) 輝度が高く，濃度がうすいほどみやすいことは Fig. 1と同様である．

(2) 濃度の一様なフイルム（曲線⑨）では，識別物の直径が小さくても覚認しうる濃度差は変らない．これは，Fig. 1の曲線①とも一致する．

(3) 部分的に黒い部分があると，その点の濃度が大きいほど見えにくくなることは，Fig. 1と同様であるが，さらに，識別物の直径が小さくなるほど見えにくくなる．2000 (rlx) のときは濃度2以上でこれが著しい．

(4) この図の曲線⑩は Fig. 1の③の場合よりも見えにくい．フイルムの巾が同じでも識別物

の大きさがちがうためである．

(5) この図の曲線⑪のうちの直径7mmの曲線は④（フイルムの径 2.5mm）と⑤（径 1.5mm）の間にくる．⑫では，濃度が大きくなるにしたがつて⑤から⑦のデータに近づく．これは，順応光束発散度H_A から考えれば妥当である．

つぎに，Fig. 6によつて生理的対照度を計算すると Fig. 7のようになる．同図には，診断用として2000 (rlx) の場合だけを示した．これによつて最適濃度が求められ，⑩では 1.1，⑪では 1.0，⑫では 0.9附近である．すなわち，フイルム上で黒い部分の巾が小さくなるほど最適濃度は低い方に移動して，δ が小さくなつて見えにくくなる．黒い部分の巾が同じであれば，濃度が大きなところでは，その中での被識別物の直径が小さいほど見えにくくなる．しかし最適濃度は，中での直径よりも外の黒い部分の巾によつてきまる．

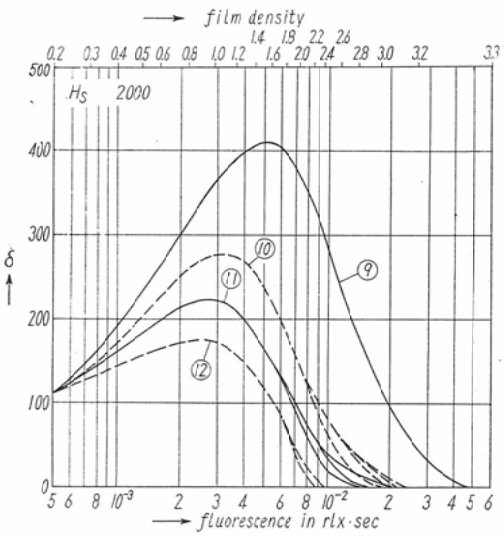

Fig. 7 The dependency of δ to fluorescence and density in the case of small test piecs: The diversing curves correspond to diameters of test pieces—1,3,5,7 mm from the lower curve of 10, 11; and 1,3 mm of 12. Every curve is derived from the curve of the same Hs and number in Fig. 6

以上の結果，小さな部分をみるときには，前節で求めた最適濃度 1.2～ 1.3よりも小さくなつて，一般に認められている値である 1.0に近づくことを確認することができた．

5. 最適濃度範囲と「良い写真」の意味

被写体のある厚さの点を最適濃度にすると，その厚さから離れるにしたがつて生理的対照度が小さくなつて，一定の範囲より外では写眞の実用性がなくなる．この表現される厚さの範囲は，対照度が大きいほどせまくなる．とくに，診断用写眞では，被写体の組成や厚さが場所によつてちがうので，検査の成照となる厚さの範囲が広い．そこで，「対照度」と「表現される厚さの範囲」との両者を大きくするには，濃度範囲をどの程度にすればよいかと云うことを考えてみる．

被写体の厚さの差 Δx によつて生ずる対照度 ΔD が ΔD_{min} より大なる範囲，すなわち Δx を識別しうる範囲は，(8)(9)式よりつぎのように求められる．

$$\delta g\ \Delta x \geqq 1 \qquad (11)$$

今，螢光量減弱曲線が直線であるとすると，その勾配はつぎのようになる．

$$g = \log(E_2/E_1)\ /x \qquad (12)$$

ただし，検査の対象となる厚さ範囲を(x_1, x_2)とすると，$x = x_1 - x_2$ で x_1, x_2 に対応する螢光量がそれぞれ E_1, E_2 である．この螢光量範囲に濃度範囲 (D_1, D_2) が対応する． (11)

(12) 式よりつぎの関係を得る．

$$\delta\ (\log E_2 - \log E_1) \geqq x/\Delta x \qquad (13)$$

一方，δ と log E の間には，Fig. 4，Fig. 7の関係があるので，同図において

$$\delta_0\ (\log E_2 - \log E_1) = x/\Delta x_0 \qquad (14)$$

になるような，δ_0, E_1, E_2 を求めれば，E_1 と E_2 間の範囲で(13)式が成立することがわかる．この式の意味を Fig. 8に示す．この図の曲線は Fig. 4，Fig. 7の曲線をあらわしている．(14)式の左辺は，Fig. 8の斜線部分の面積で，右辺は，この範囲の両端 E_1, E_2 において判別しうる厚さの割合 $\Delta x_0/x$ の逆数である，そこで，Fig. 4と Fig. 7から，(14) 式によつて δ_0 と $\Delta x_0/x$ との関係を求めると，Fig. 9のようになる．ただし，ここでは，診断用を対象として2000 (rlx) の場合だけを示した．この図は，$\Delta x_0/x$ が極小になるような δ_0 が存在することを示している．δ_0 がこれより大きくなれば表現される厚さ x が

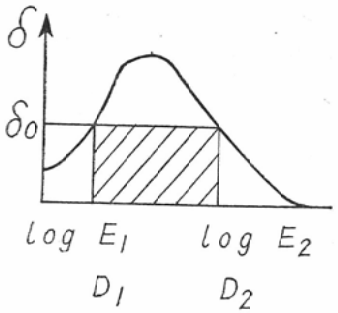

Fig. 8 Illustration obtaining the optimum density-range: If the shaded area reaches a maximum, the density range (D_1, D_2) corresponding to the exposure range (E_1, E_2) is the optimum.

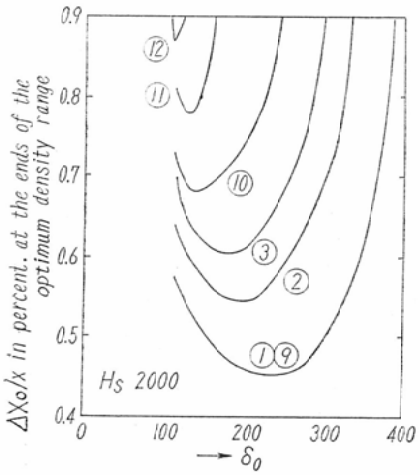

Fig. 9 $\Delta x_0/x$ and δ_0 calculated from the data of Fig. 4 and 7

減少して $\Delta x_0/x$ が増加し，小さくなれば両端において見えにくくなつて Δx_0 が増加するので，いずれの場合も見えにくくなる．また，$\Delta x_0/x$ が極小になるときには，濃度範囲の両端だけでなく，その中間においても $\Delta x/x$ が極小になるので，このときには，濃度範囲全体にわたつてもつとも識別しやすい．したがつて Fig. 4，Fig. 7における δ の曲線をこの δ_0 で切断したときの螢光量範囲に対する濃度範囲が，X線写眞の最適濃度範囲である．筆者は，検査の対象となる厚さ範囲がちようどこの範囲に入るような写眞が，従来の経験で云われていた「良い写眞」の意味であると考える．また，このような写眞を与えるような撮影条件が最適撮影条件である．

Table 3に，2000 (rlx) のときの最適濃度範囲と $x/\Delta x_0$の値を示した．これによれば，濃度の一様な場合（①，⑨）には最適濃度範囲が濃い方にひろげられるが，濃度にむらが多くなるにしたがつて，最適な濃度範囲がせまくなつてうすい方に移動することがわかる．人体，とくに胸部では組織が複雑に入り組んでいるので⑪，⑫のようにフイルム巾の小さな場合のデータが適当である．

Table 3 The optimum density range and $\Delta x_0/x$ at the ends of the range, calculated from the curves of Hs=2000 rlx in Fig. 4 and 7

Curve No.	Density Range	$\frac{\Delta x_0}{x}$ 〔%〕
①，⑨	0.54～ 2.6	0.45
②	0.4～2.41	0.55
③	0.4～2.15	0.60
⑩	0.28～2.05	0.68
⑪	0.27～17.5	0.78
⑫	0.2～ 1.6	0.87

6. 写真観察によつて経験的に得られた最適濃度範囲

臨床写眞を観察して，診断に適する良い写眞を撰び出し，その濃度範囲を測定した多くのデータが発表されている．それを Table 4に示す．こ

Table 4 Experiential values of the optimum density ranges

Author	Density range	object
Watari, et al[13]	0.3— 1.5	Chest
Tasaka[10]	0.3— 1.7	Chest
Takahashi[11]	0.3—1.74	Chest, 1959 Contest by Konishiroku Inc.
Soc. X-ray Tech., Sizuoka Pref[12].	0.23—1.55	Ibid, 1960
Saito[14]	0.16—1.69 0.15—1.63	Chest, 60mm Film, 1960 Contest by Fuji Film Inc. Ibid, 1958
Matuda[15]	0.2～1.4 1.9	Chest, Standard of Automatic Film Processors
Kumagai[7]	0.6— 1.4	Bone

こで，写眞コンテストの上位作品の濃度もとりあげているが，このコンテストでは「診断しやすさ」の見地から審査されるので，本研究の目的にかなうものである．これによれば，胸部写眞では最適濃度範囲は0.25～1.7附近になる．この値はTable 3の⑪⑫と一致するので，この附近が妥当な値であると考えてよい．骨の撮影の場合には胸部の場合よりもせまい範囲になつているが，これは，骨が胸部よりも組織が単純（物質が一種類）であつて $\Delta x/x$ が大きくてもよいので，Fig. 9の $\Delta x_0/x$ が極小になるような δ_0 よりも大きな δ でFig. 8の曲線を切つても，実用上充分であることを示すものである．実際，骨の写眞では，診断の目的に耐えるものとして± 0.5の濃度のばらつきが許されているが，胸部写眞では±0.05しか許されない[12]．胸部のように，被写体の組織が複雑になつて，しかも骨の影の部分の軟部組織の変化までを観察せねばならない場合には，最適濃度範囲を正確に得る必要があることがわかる．

胸部写眞では骨の間の黒い部分の巾が1cmほどになるので，Table 3の①～⑫のうちでフイルム巾9mmのときの曲線⑪の値が当妥である．したがつて，螢光量減弱曲線が直線であるときの胸部写眞の最適濃度範囲を，一応，0.27～1.75と結論しておく．この値は，フイルムの特性，シヤウカステンの明るさによつても変るが，現状では大きな差はないので，上の濃度範囲も大きく変るとは考えられない．また，実際の螢光量減弱曲線は下に凸な曲線であるから，直線とした場合と比べると，(11)式によつて最適濃度範囲が高い方にずれる．しかし，軟部組織（アクリライト）でのずれは小さくて，濃度0.1以上はかわらない[16]．よつて，Table 3の濃度範囲を一般的な値と考えることができる．

7. 結　　言

照明工学において用いられる視覚の概念をX線写眞に導入し，計算と実験によつて，つぎのことをあきらかにした．

(1) 覚認しうる最小濃度差は，濃度が薄いところほど大きく，写眞をみる光源の輝度が明るく，濃度分布が一様なほど大きい．

(2) フイルムの特性と視覚を組み合わせると，ある濃度において，覚認しうる差が極小になることがわかる．これは，従来，経験上から云われていた最適濃度であつて，医学診断用の直接撮影写眞では1.0附近であると云われていたがこの理由がわからなかつた．筆者はこの方法によつて1.0になる理由を解明することができた．工業用非破壊検査のときは，さらに高くなることも，経験と一致した．

(3) 筆者は，医学診断用X線写眞では，検査の対象となる厚さが1点でなくて，広範囲にわたることに気がついた．その結果，つぎのようにして最適濃度範囲を導き出すことができた．

(4) 濃度範囲を広くとりすぎると濃度範囲に表現される厚さxは増加する．しかし，両端では見えにくいので覚認しうる最小の厚さ Δx は，x以上に増加する．最適濃度附近だけを使うと，見やすいので Δx は小さくなるが，せまい範囲だけしか表現されないのでxがそれ以上に小さくなる．そこで，両端における $\Delta x/x$ が極小になるような濃度範囲が存在する．このときに，全濃度範囲にわたつて厚さの差をもつとも識別しやすくなる．これは，従来から，経験上で云われていた最適濃度範囲である．被写体の厚さに対する増感紙螢光量の減弱曲線が，直線であらわされるならば，最適濃度範囲は0.27～1.75であり，曲つていれば，少し高くなる．ただしこの値は，フイルム上で濃度の濃い部分の巾が9mmのときの実験値から求めた値であつて，胸部写眞に相当する．この値も，写眞観察によつて経験的に求められていた値と一致した．

(5) 検査の対象となる厚さ範囲（x_1, x_2）が最適濃度範囲にちようど入つたときに，厚さ全体にわたつて生理的対照度が最大になるので，これを最適撮影条件と考えてよい．このような写眞が，従来，経験で云われていた「良い写眞」の一つの基準である．

かくして，筆者は，視覚のデータとフイルム特性を組合わせ，かつ広範囲の厚さに対する対照度を考えることによつて，生理的対照度曲線，最適濃度，最適濃度範囲および「よい写眞」の基準を

決定する方法を与えて，従来，経験的に得られていた諸概念を定量化することができた．また，結論は，今迄経験から云われてきたことに一致しているので，妥当である．

（本論文の要旨を，95回，96回日本医学放射線学会関西部会で発表した．）

終りに，有益な御指示と視覚に関する御教示を頂いた京都大学大谷泰之教授，阪口忠雄教授に感謝します．

文　献

1) P. Moon, D.E. Spencer: Lighting Design, Chapter 8, Addison-Wesley Press (1948) —2) たとえば，E. Jahnke, F. Emde: Funktionta-felen, 78, B.G. Teubner in Leipzig u. Berlin (1933) —3) 藤本，桜林：日医放誌，5, 226 (1944). —4) 江藤，他：日医放誌，8, 5 (1948), 8, 9 (1948), 9, 4 (1949) —5) A. Schaal Fortschr. Rönt. 93, 119 (1961) —6) 小柳：日医放誌，18, 1548 (1959) —7) 熊谷：日放技誌，14, 11 (1958) 8) W. J. Gonnagle: Non Destructive Testing, 129, 133 Mc Graw-Hill (1961) —9) Robert C. McMaster: Non Destructive Testing Handbook Vol. 1, 20—35, Ronald Prese (1959) —10) 田坂：X線技術の理論と実際，28，医学書院 (1954) 11) 高橋：X線撮影と検査の手びき，6，南山堂 (1961) —12) 静岡県X線技師会学術部：日本X線技師会雑誌，112号，16 (1963) —13) 渡理，他：日放技誌，14, 206, (1959) —14) 斎藤：日放技誌，18. 77 (1962) —15) 松田：日放技誌，18, 130 (1962) —16) 金森：X線管電圧および管電流波形の写真効果（第3報）日医放誌23, 646.