



Title	X線写真の情報量の表示法 第2報 眼のコントラスト識別能を考慮した時の情報量
Author(s)	金森, 仁志
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1965, 24(11), p. 1210-1213
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15759">https://hdl.handle.net/11094/15759</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## X線写真の情報量の表示法

### (第2報) 眼のコントラスト識別能を考慮した時の情報量

島津製作所  
金 森 仁 志

(昭和39年11月20日受付)

A New Definition of Radiographic Image-Information  
Part 2-Modified Information Volumes Using Visual Effects

By

Hitoshi KANAMORI, Dr. Eng.  
From Radiation Apparatus Division, Shimadzu Seisakusho Ltd.  
Kyoto, Japan

In a previous paper (Part 1)<sup>1)</sup> visual effect on the perception of contrast within applicable density-range was postulated to be identical, and outside the range, to be zero. However, physiological contrast takes a maximum at the optimum density and decreases continuously as density departs from the optimum value<sup>2)</sup>.

Let modified gradient,  $g$ , be the ratio of gradient  $G(x)$  to minimum perceptible contrast<sup>2)</sup>, then modified information volume is obtained referring to the previous paper, as

$$h' = \int_a^b F(g) dx \quad (1)$$

where,  $(a, b)$  is the range to be inspected.

Fig. 1 shows an example of physiologically modified gamma,  $\delta$  (the ratio of gamma to minimum perceptible contrast), of FUJI-PX X-ray films, as a function of logarithm exposure, under a 16,000-radlux ( $\equiv$ blondel) viewer and uniform background-density.

A change in object-thickness,  $x$ , produces a change in logarithm exposure ( $\log E$ ), i.e.,

$$d(\log E) = g' dx, \quad (2)$$

where,  $g'$  is the gradient of the  $\log E$  vs.  $x$  curves. Therefore modified gradient,  $g'$  in (1) is

$$g = g' \delta \quad (3)$$

Converting the integrating variable  $dx$  in (1) to  $d(\log E)$ , we obtain

$$h' = \int_{a'}^{b'} [F(g' \delta)/g'] d(\log E), \quad (4)$$

where  $(a', b')$  is  $\log E$  - range corresponding to thicknessrange  $(a, b)$ .

The variation in modified gradient  $g$  and thickness  $x$  due to variation in  $g'$  ( $\log E$  vs.  $x$ ) is illustrated in Fig. 2, showing  $g$  is proportional to  $g'$ , and change in  $x$  is inversely proportional to  $g'$ . If  $g' = 1$ , a  $\delta$  vs.  $\log E$  curve as in Fig. 1 can be used instead of the  $g$  vs  $x$  curve (curve A and D in the upper portion.)

For example, assuming that  $\log E$  vs.  $x$  curves are straight lines, i.e.,  $g'$  is constant over the entire range of each curve, and again putting

$$F(g) = g^{\frac{1}{2}}$$

equation (4) becomes

$$h' = g'^{\frac{1}{2}} \int_a^{b'} \delta^{\frac{1}{2}} d (\log E). \quad (5)$$

When the radiation qualities and quantities are so selected that the thickness,  $x_0$ , corresponding to the maximum modified gradient is kept constant, such as shown with curves A, B, and C in Fig. 2, information takes a maximum as the range ( $a'$ ,  $b'$ ) varies. Therefore equations (1), (4), and (5) can be normalized by dividing by their respective maximum information volumes. Normalized information volumes derived from  $\delta$  in Fig. 1 are shown in Fig. 3. In this example,  $x_0$  is so selected that, near maximum information,  $g$  corresponding to the both ends,  $a$  and  $b$ , become identical like curve A in Fig. 2.

Assuming that curve A in Fig. 2 corresponds to maximum information, normalized information corresponding to the curves shifted in parallel with curve A, such as curve D in the figure, are obtained as shown in Fig. 4. In the figure abscissa is  $(c-a)/(b-a)$  corresponding to curve D in Fig. 2.

Fig. 3 and Fig. 4 correspond to the case when X-ray quality and quantity respectively change from their values giving the maximum information.

### 緒 言

第1報<sup>1)</sup>で筆者は、一つの物質の階段のX線写真の黒化度曲線の勾配を用いて、つぎのような情報量  $H$  を定義した。

$$H = M^{-1} \int_a^b F(G) dx$$

1例として

$$F(G) = G^n, (1/2 > n > 0)$$

ただし

$x$  は被写体の厚さ,

( $a, b$ ) は被写体の厚さ範囲,

$G$  は厚さ  $x$  での黒化度曲線の勾配 (第1報では normalize された厚さ  $X$  で測った勾配を  $G$  としたが、第2報は原尺で測った勾配を  $G$  とする。第2報の  $G$  は第1報の  $g$  に相当する),

$M$  は右辺中の積分の最大値である。

最大情報量を得る時は  $H = 1$  になり、

情報量は normalize されている。

この定義では、実用濃度範囲内での眼のコントラスト識別能を一定とみなし、この濃度範囲外では全く識別できないと假定した。しかし、眼の識別能で補正したフィルムのコントラスト (生理的対照度) は、Fig. 1 のように、最適濃度において極大となり、離れるにしたがつて連続的に減少する<sup>2)</sup>。本報では生理的対照度を考えて、第1報で定義した情報量を補正する。

### 2. 情報量の計算式

勾配  $G$  を、識別しうる最小の濃度差 (Minimum perceptible contrast),  $\Delta D_{\min}$ <sup>2)</sup> で割った値、 $g$ 、は曲線の生理的な勾配になるので、第1報に

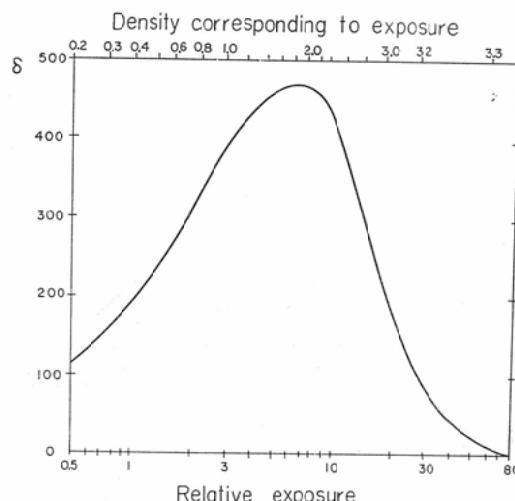


Fig. 1. Physiologically modified gamma,  $\delta$  (the ratio of gamma to minimum perceptible contrast), of FUJI-PX X-ray negative films, as the function of  $\log E$ , under a 16,000-radlux viewer and uniform background-density.

ならつて、生理的に補正した情報量を、つぎのようにあらわす。

$$h = m^{-1} \int_b^a F(g) dx \quad (1)$$

$$g = G / \Delta D_{\min} \quad (2)$$

つぎに (1)式中の積分が最大値、 $m$  をとることを示す。

まず、フィルムのガンマを生理的に補正した値

$$\delta = \gamma / \Delta D_{\min} \quad (3)$$

を考える。線量減弱曲線が直線ならば、この $\delta$ は生理的勾配 $g$ に比例する。Fig. 1は、富士PXフィルムを一様濃度になるように露出して、その中心に置かれた試料片との濃度差を識別しようとする時の $\delta$ の例で、下の横軸はフィルム露光量の対数( $\log E$ )で、上の横軸は露光量に対応する濃度である。この場合の最適濃度<sup>2)</sup>は1.8である。

厚さの差 $dx$ によって露光量の差 $d(\log E)$ を生ずる。すなわち

$$d(\log E) = g' dx \quad (4)$$

ここで $g'$ は減弱曲線( $\log E$ 対 $x$ )の勾配である。

$$G = g' \gamma \quad (5)$$

であるから、(2)(3)(5)により生理的勾配 $g$ は

$$g = g' \delta \quad (6)$$

である。

Fig. 1のような $\delta$ 対 $\log E$ 曲線から、(4)(6)式を使って生理的勾配 $g$ と厚さ $x$ の関係を導け

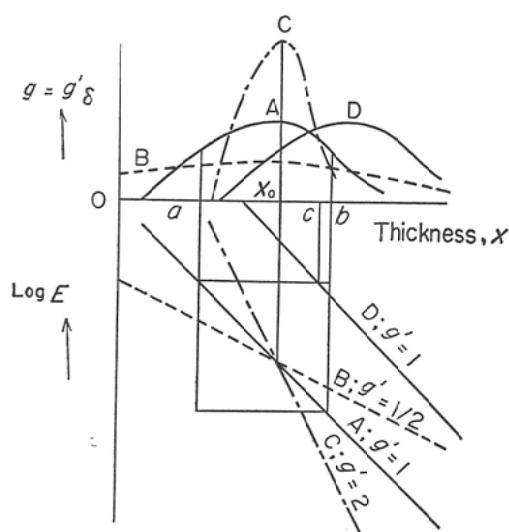


Fig. 2 The variation in modified gradient  $g$  ( $=g'\delta$ ) of radiographs due to variation in  $g'$ : Thicknes range ( $a, b$ ) is to be inspected. Object-thicknes,  $x$ , vs.  $\log E$  curves are shown in the lower portion and corresponding  $g$  vs.  $x$  curves are shown in the upper portion. If  $g'$  is 1, a  $\delta$  vs.  $\log E$  curve can be used instead of a  $g$ , vs.  $x$  curve (curve A and D). For obtaining  $g$ , vs.  $x$  curves, ordinate of  $\delta$  vs.  $\log E$  curve is multiplied by  $g'$  and abscissa is multiplied by  $1/g'$ .

ば、(1)式の情報量を計算することができる。Fig. 2は、種々の減弱曲線に対して $g$ 対 $x$ の関係がどのように変化するかをあらわす図で、下半部は減弱曲線を、上半部は下図に対応する $g$ の様子を示している。簡単のために減弱曲線を直線として考察をおこなう。

減弱曲線の勾配 $g'$ が1の時(曲線A)には、Fig. 1の $\delta$ 対 $\log E$ 曲線そのものが $g$ 対 $x$ 曲線になる。ただし左右は逆転している。 $g$ が極大になる厚さ $x_0$ をかえずに $g'$ を2にすると(曲線C), $g$ 対 $x$ 曲線の縦軸が2倍になるかわりに巾が $1/2$ に縮まる。これは、線質を軟くして勾配 $g'$ を2倍にすると、コントラストが2倍になるかわりに診断域が $1/2$ になる効果を示している。反対に、線質を硬くして $g'$ を $1/2$ にすると(曲線B),コントラストが $1/2$ になり診断域が2倍になる。さらに $g'$ が大きければ、 $g$ 対 $x$ 曲線は縦に細長くなり、 $g$ が小さければ扁平になる。

(1)式の右辺の積分は、 $g$ 対 $x$ 曲線の縦軸を、たとえば $n$ 乗した曲線より下で、横軸範囲( $a, b$ )に入る部分の面積であるから、 $g'$ がある値の時に極大値をとる。極大値をとるのは、 $n$ が1より小さいからである。この極大値を(1)式中の $m$ とすればよい。情報量を極大にするような減弱曲線の線量と線質が、最大情報量を与える撮影条件である。

### 3. 計算例

(4)(6)を使って(1)式の積分変数を $dx$ から $d(\log E)$ に変換すると、Fig. 1のような $\delta$ 対 $\log E$ 曲線から情報量を計算する式,

$$h = m^{-1} \int_{a'}^{b'} [F(g'\delta)/g'] d(\log E) \quad (7)$$

を得る。ただし、 $(a', b')$ は厚さ範囲( $a, b$ )に対応する $\log E$ の区間である。

以下、第1報にならつて

$$F(g) = g^{\frac{1}{2}} \quad (8)$$

とおき、Fig. 1の $\delta$ のデータを使って情報量を計算した例を示す。

#### 〔例1〕線質を変えた場合

被写体中のある厚さ $x$ の点が最適濃度になる

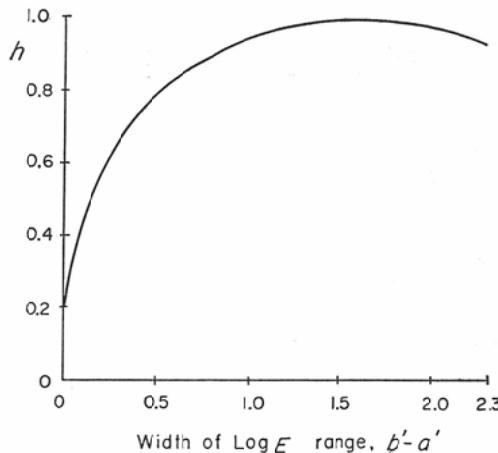


Fig. 3 Modified information volumes derived from the data shown in Fig. 1 when density range are so selected that the thickness,  $x_0$ , corresponding to the maximum modified gradient (maximum  $g$ ) is kept identical,

ように線量を選びながら線質を硬くしていくと、減弱曲線の勾配  $g'$  が減少し、 $g$  対  $x$  曲線が Fig. 2 の C, A, B のように変化する。 $\log E$  の範囲の巾、 $b' - a'$  は減弱曲線の勾配  $g'$  に比例するので、 $b' - a'$  と情報量の関係を計算すると Fig. 3 のようになつた。 $b' - a'$  が 1.6 の時の情報量が極大値を示したので、これを 1 になるように normalize してある。なお、極大値附近で  $(a, b)$  両端での  $g$  が等しくなるように、厚さ  $x_0$  を選んでおいた (Fig. 2 の曲線 A のように)。最大情報量を得る撮影条件も、筆者が前に発表した基礎データ<sup>3)</sup> から、最適条件を求める方法<sup>4)</sup> で求めると、1 例として、つぎのようになる。

被写体: 0~15mmAl, ( $a = 0$ ,  $b = 15\text{mm}$ )

$\log E$  の範囲 ( $a', b'$ ):  $2.335 \sim 4.735$

螢光量  $E$  の範囲:  $2.42 \times 10^{-2} \sim 6.10 \times 10^{-4}$

濃度範囲: 0.25~3.1 (シヤウカステンが明るいので範囲が広くなる)

撮影条件: 単相波形で 50kVp, 14mA

〔例 2〕 線量も変えた場合

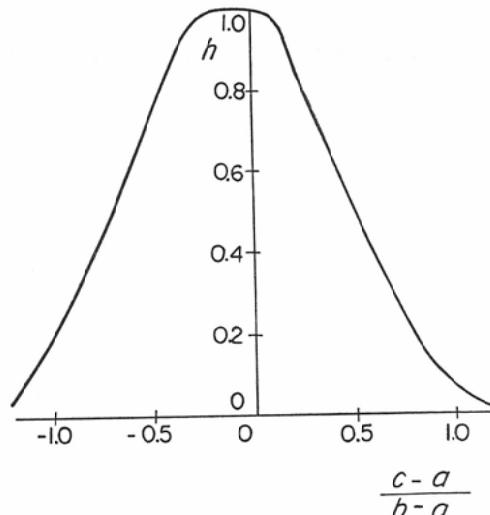


Fig. 4 Modified information volumes derived from the data shown in Fig. 1 when radiation quality maximizes information but quantity changes. Abscissa is  $(c-a)/(b-a)$  corresponding to curve D in Fig. 2.

最大情報量を得る線質を選び、線量だけを変えると、減弱曲線は平行に移動する。Fig. 2 の曲線 A を最大情報を得る場合とすれば、曲線 D がこの例にあたる。最適条件からはみ出した部分の割合  $(c-a)/(b-a)$  と情報量の関係は Fig. 4 のようになり、極大値附近の巾は 0.4 であるが、これからはずれると、情報量は急激に減少する。

#### 4. 結 論

眼のコントラスト識別能を考えて、情報量を補正する方法を示した。その結果、適当な線質、線量で撮影すれば最大情報量が得られる事をのべて例を示した。

#### 文 献

- 1) 金森: 日医放誌, 22, 990 (1962), Japan. J. appl. Phys., 3, 132 (1964).
- 2) 金森: 日医放誌, 23, 579 (1963), Japan. J. appl. Phys. 3, 286 (1964).
- 3) 金森: 日医放誌, 23, 565 (1964) の Fig. 11.
- 4) 金森: 日医放誌, 23, 646 (1964) の Fig. 3.