

Title	X線写真の情報量の表示法 第1報 線量減弱曲線, フィルム黒化度曲線による情報量
Author(s)	金森, 仁志
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1962, 22(9), p. 990-996
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/19822">https://hdl.handle.net/11094/19822</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# X線写真の情報量の表示法 (第1報)

## 線量減弱曲線, フィルム黒化度曲線による情報量

島津製作所  
金 森 仁 志

(昭和37年11月14日受付)

### A New Method for the Determination of Information Amounts on X-ray Radiographs (Part I)

The Information Amounts derived from Radiation  
Absorption Curves or Film Density Curves

By

Hitoshi Kanamori

From Radiation Division, Shimadzu Seisakusho Ltd., Kyoto, Japan

Many attempts to define the INFORMATION AMOUNT on X-ray radiograph were made in recent years, however, they have not been succeedingly developed. To derive the amounts directly from clinical radiographs may be the reason of unsuccess. The following new method is to quantitize synthetically from X-ray generator to film. The radiographic effect at every elemental area is represented by a contrast and a sharpness. At first, excepting the latter, only contrast is considered in this paper.

The film densities to the thickness  $x$  of one material, Al or acrylite for example, will be plotted as Fig. 1. An INFORMATION AMOUNT is derived for the situation when the radiograph is made, i.e, X-ray generators, geometries from focus to film, kVp and mAs values, and characteristics of screen and film, etc. If  $a \leq x \leq b$  is needed for a diagnosis, the range should be normslized to  $0 \leq K \leq 1$  by equation (1.1), and gradient  $g(x)$ , which gives the contrast  $g(x)\Delta x$  between  $x$  and  $x+\Delta x$ , is normalized to  $G(X)$  by equation (1.3). This gradient  $G$  at the thickness  $X$  has some information  $F(G)$ . The obvious characteristics, i.e.  $F(G)=0$  and  $F(G)$  increases with  $G$ , gives 3 possible shapes of the functions in Fig. 2. If the contrast is twice, the value of the information may be less than twice, so that the curve  $c$  in Fig. 2 should be chosen.  $F(G)=G^n$ , ( $0 < n < 1$ ), is the most simple function to be taken. And the total information amount is

$$\int_0^1 F(G) dX = \int_0^1 \{G(X)\}^n dX, \text{ where } 0 < n < 1.$$

This integral takes maximum  $D_m^n$ , on the straight line between the two corners of the area  $0 \leq X \leq 1$  by  $D_m$ , where  $D_m$  is the practical range of film density (Fig. 3). Now we define the INFORNATION AMOUNT as followig equation,

$$H = D_m^{-n} \int_0^1 (G(X))^n dX, 0 < n < 1 \quad (1.10)$$

H's are calculated in Table 1 on the modeled curves in Fig. 4. To fulfil  $H_n > H_e$ ,  $n$  should be chosen as  $0 < n < 1/2$ , and then  $n = 1/3$  has been taken. According to the definition,  $H \leq 1$ . In practice, the calculation of the integral of  $H$  should be performed by means of the numerical summation (Fig. 6, eq. (1.16), (1.17)).

Instead of film density, logarithm radiation transmission could be taken. Then,  $E_m = D_m/\gamma$  takes the place of  $D_m$ . The most profitable kVp can be taken as shown in Fig. 7.

Experimental transmission curves and calculated H's are in Fig. 8 and Table 2, where  $E_m$  is taken as 0.7. For inspecting a 3.65 mm Al plate, the most profitable transmission curves, with a single phase rectified, a 3 phase rectified type of generator, and by monochromatic X-rays are shown at ①, ④, ⑤ respectively. Fig. 9 and Fig. 10 are also derived from experimental radiation transmission curves. The results show that homogeneous X-rays give the best information. And, large rate of pulsations at tube voltage waveforms increase soft radiations and decrease information amounts, at the low kVp's.

In conclusion, the definition of the INFORMATION AMOUNT in such a simple method could be a powerful weapon to develop the information radiographing techniques.

## 1. 緒言

X線写真の質を評価するときに、写真上の各点のコントラストと鮮鋭度が問題になることは周知のとおりであり、これらのデータの総合によって画面全体の効果がきまるが、この定量化の方法として、いまだ適当なものが与えられていない。X線写真の質を、写真から判断しうる情報の大きさを考えて定量化することができれば、いわゆる最大情報量撮影の問題を進展させることができる。

さて、鮮鋭度の情報量に関しては、レンズの解像力をあらわす Response Function を写真に応用した例があり<sup>1)</sup>、一点のコントラストに関する情報量の定義も試みられている<sup>2)</sup>。確率論や、通信工学で用いられる情報理論を臨床写真に適用することも研究されている<sup>3)4)</sup>。

しかし一足飛びに臨床写真の情報量を定義する以前の問題として、発生装置、被写体、と管球からフィルム迄の Geometry をきめたときに、このような撮影条件で表現し得る情報量を定義して、発生装置からフィルムまでを総合的に定量化

する必要があるのではなからうか。このような値を求めておけば、種々の被写体に対して最大情報量を与えるような最適の撮影条件を選択することが出来る。

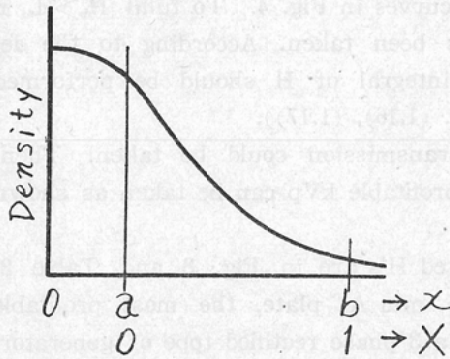
このような考えに基づいて、筆者は、まず、一種類の物質の段階あるいは Wedge の黒化度曲線によつて情報量を定義して、それが一般的概念と合致することを示す。本報告は、鮮鋭度を除外して、コントラストだけに着目するものである。

## 2. コントラストと情報量

写真は2方向にひろがりをもつが、まず一方向だけについて考える。また、X線写真の目的は、(1)同一物質の厚さの相異なる状態を見出すこと(空洞、欠陥等)、および(2)異種の物質の含有状態を見出すこと(骨、血管、病巣等)であるが、ここでは(1)についてのべる。

さて、Al、アクリライト、水等のうちの適当な物質一種類について、段階あるいは Wedge のフィルム黒化度曲線を求めると、一般に、Fig. 1 のようになる。単色X線のときは、被写体の厚

Fig. 1. A Film Density Curve and the Definition of a Normalized Thickness



$a \leq x \leq b$ : The Range for Diagnosis  
 $X = \frac{x-a}{b-a}$   
 x: Thickness X: Normalized Thickness

さと、線量減弱率の対数が直線関係にあり、後者とフィルム黒化度は直線関係になるのが理想とされているので、Fig. 1の縦軸、横軸をいずれも均等目盛にしておく、ここで、検査の対象となる厚みの範囲が  $a \sim b$  であるときは、

$$X = \frac{x-a}{b-a} \dots\dots\dots (1.1)$$

とすれば、 $a$  が  $0$ ,  $b$  が  $1$  になって横軸が規格化される。この  $X$  に対して、同じ形の黒化度曲線を与える写真は、同じ情報的価値があると云える。

厚さ  $X$  における曲線の勾配を  $G(X)$  とすると  $X$ ,  $X + \Delta X$  なる2点間のコントラスト  $\Delta D$  は、  
 $\Delta D = G(X) \Delta X \dots\dots\dots (1.2)$

であるから  $G(X)$  でコントラストを代表させる。もとの尺度での勾配を  $g(x)$  とすれば、

$$G(X) = (b-a) g(x) \dots\dots\dots (1.3)$$

である。

各点の情報量  $F(G)$  とコントラストの関係は、つぎの性質をもたねばならない。

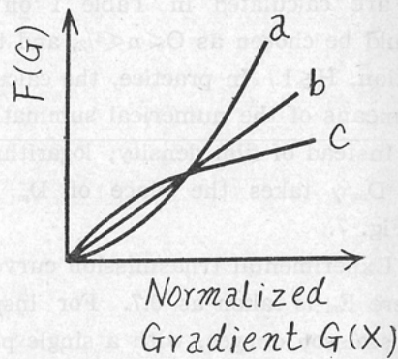
(1) コントラストがなければ情報量がない。  
 $F(0) = 0 \dots\dots\dots (1.4)$

(2) コントラストが大きいほど情報量が大きい。

$$F'(G) > 0 \dots\dots\dots (1.5)$$

この2つの条件より、 $F(G)$  の形として、Fig. 2のような3つの場合が考えられる。同じものを撮影したときのコントラストが、たとえば2

Fig. 2 Three Kinds of Shapes for Information Amounts  $F(G)$  to Gradient  $G$



Curve a: more increasing with  $G$  than the Curve b  
 Curve b: proportional to  $G$   
 Curve c: more decreasing with  $G$  than the Curve b

倍になった場合の情報的価値が、(a) 2倍より多いか、(b) ちょうど2倍であるか、(c) 2倍よりも少いかによつて、Fig. 2の曲線 a, b, cのいずれれをとるべきであるかがきまる。しかし、X線写真の第1の目的は、厚さの差の有無を判定することであるから、 $c$  を採用すべきである。すなわち、

$$(3) F''(G) < 0 \dots\dots\dots (1.6)$$

である。(1.4)~(1.6)の条件をみたす関数は種々考えられるが、簡単な関数として

$$F(G) = \{G(X)\}^n \quad (1 > n > 0) \dots\dots\dots (1.7)$$

を使用する。

3. 情報量 (Information Amount) の定義

対象となる厚さの範囲で、(1.7)式を積分すれば、全体の情報量がえられる。

$$\int_0^1 F(G) dX = \int_0^1 \{G(X)\}^n dX \dots\dots\dots (1.8)$$

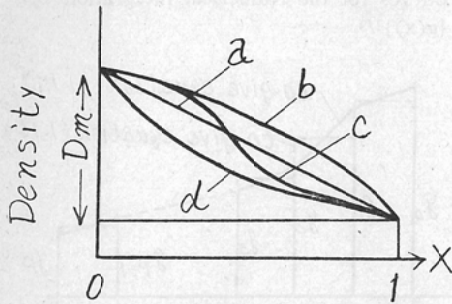
$1 > n > 0$

この式は、重要な意味をもっている。今、厚さ  $a$  ( $X = 0$ ) の濃度と厚さ  $b$  ( $X = 1$ ) の濃度の差を  $D_m$  とすれば、勾配  $G(X)$  の積分値は、曲線の途中の状態に関係なく、一定値  $D_m$  になる。

$$\int_0^1 G(X) dX = D_m: \text{const} \dots\dots\dots (1.9)$$

これは、(1.8)式の  $n$  を  $1$  とした場合であるが、 $n \neq 1$  ならば、曲線の曲り方で積分値が変わり、

Fig. 3 Density Curves and Information Amounts



Information Amount takes maximum.  $D_m^n$  on the straight line a

$0 < n < 1$  のときには、2点を直線で結んだときに極大値  $D_m^n$  をとる。Fig. 3の直線 a がこの場合で、同図の b, c, d のように曲っていると情報量が減少することを示している。すなわち全範囲にわたって均等な濃度勾配の現われる写真がもつともすぐれていることを定量的に表現することができた。

極大値  $D_m^n$  は濃度差のみに関係する量であるから、写真を識別するに適當な濃度範囲(たとえば 0.4~2.5)をとることにすればよい。そこで(1.8)式をこの  $D_m^n$  で割った値を情報量と定義する。

$$H = D_m^{-n} \int_0^1 \{G(X)\}^n dx, \quad 0 < n < 1 \dots \dots (1.10)$$

厚さをもとの尺度になおせばつぎのようになる。

$$H = (b-a)^{n-1} D_m^{-n} \int_0^1 \{g(x)\}^n dx \dots \dots (1.11)$$

この定義によれば

$$H \leq 1$$

であることがわかる。

4. 黒化度曲線と情報量

黒化度曲線を模型的に Fig. 4 のような直線で表して、おのおのの情報量を (1.8) 式で計算する。

a. 最適条件のときで最大情報量を与える場合  
 $H_a = H_{max} = 1$

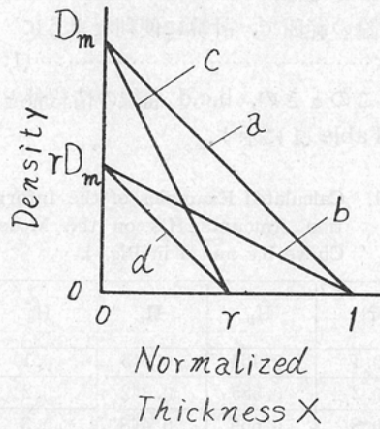
b. kVp が高すぎて、あるいは散乱線の影響で全体にコントラストが低いとき。

$$H_b = r^n \dots \dots (1.12)$$

c. kVp が低すぎて一部が現われない場合

$$H_c = r^{1-n} \dots \dots (1.13)$$

Fig. 4. Modeled Density Curves



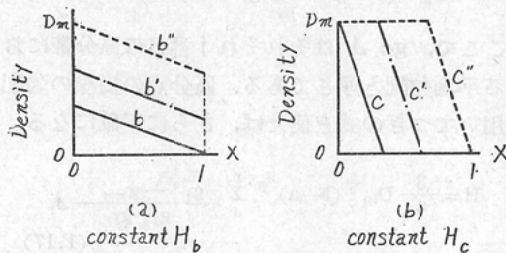
Information Amount for

- a:  $H_a = H_{max} = 1$
- b:  $H_b = r^n$
- c:  $H_c = r^{1-n}$
- d:  $H_d = r$

d. kVp は適當であるが、mA が少なくて、一部分だけが a と同じコントラストで現われたとき  
 $H_d = r \dots \dots (1.14)$

b, c, d 曲線を、 $0 \leq X \leq 1$  と  $D_m$  で囲まれた矩形内で平行に移動しても、情報量は変わらない。(Fig. 5.)

Fig 5. Groups of Density Curves taking the same H's respectively



$0 > r > 1$  を考慮して、上の4個の量を比較すると、 $H_a, H_d$  がそれぞれ最大、最小になるのは妥当である。 $H_b, H_c$  の大小は  $n$  の値によつて変わる。b, c 両曲線の a からのはずれ方は同じであるが(縦軸と横軸を入れかえれば同形)、一部分しかみえない c よりも、コントラストが低くても全体がみえる b の方が情報量が大きいと考えるのが妥当である。そこで、 $H_b > H_c$  なるためには  $n < 1/2$  になることがわかる。 $n$  の値は、生理学的、心理

学的な面から考慮せねばならないが、ここでは、今迄の所論の範囲で、計算に便利なように

$$n=1/3 \dots\dots\dots (1.15)$$

とおく。このときの、b,c,d 曲線の情報量と r の関係を Table 1 に示す。

Table 1. Calculated Examples of the Information Amounts H's on the Modeled Curve b,c and d in Fig. 4.

r	H <sub>b</sub>	H <sub>c</sub>	H <sub>d</sub>
0.1	0.464	0.215	0.1
0.2	0.585	0.342	0.2
0.3	0.669	0.448	0.3
0.4	0.737	0.543	0.4
0.5	0.794	0.630	0.5
0.6	0.843	0.711	0.6
0.7	0.888	0.789	0.7
0.8	0.928	0.861	0.8
0.9	0.965	0.931	0.9

実際に、黒化度曲線からHを計算するには(1.9)式を用いるが、G(X)を数式で近似するよりも、ab間をp個に区分して総和をとる方が正確で実用的である。そのときは、(1.11)式のjをΣにかえて、つぎのようにする。

$$H = D_m^{1/3} (b-a)^{-2/3} \sum_{j=1}^p g_j^{1/3} \cdot \Delta_j \dots\dots\dots (1.16)$$

ここで、g<sub>j</sub>、Δ<sub>j</sub>はそれぞれj番目の区分帯における平均勾配と厚さである。区分点の接線の勾配を用いてつぎの式を使えば、さらに正確になる。

$$H = \frac{3}{4} D_m^{1/3} (b-a)^{2/3} \sum_{j=1}^p \frac{g_j^{4/3} - g_{j-1}^{4/3}}{g_j - g_{j-1}} \Delta_j \dots\dots\dots (1.17)$$

Fig. 6は、厚さxに対して、黒化度曲線の勾配g(x)をプロットした図であるが、(1.16)式では、これを点線のような階段で近似し、(1.17)式では実線のような折線で近似した結果である。

5. 線量減弱曲線と最適撮影条件

フィルム黒化度曲線を考える前に、その原因となる線量減弱曲線より情報量を考察する。このときは、縦軸に減弱率の対数をとればよい。今、簡単のために、フィルムの特性が、濃度差D<sub>m</sub>の範

Fig. 6. Plotting the Gradients from Density Curves for the Numerical Integration of {g(x)}<sup>1/3</sup>

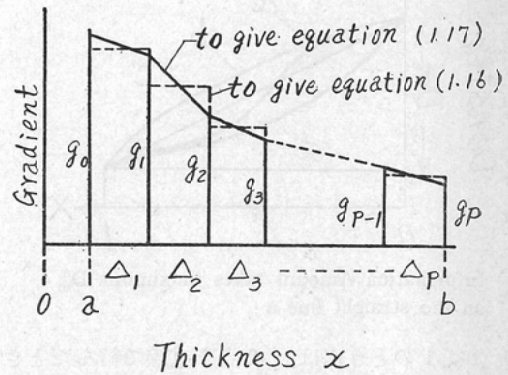
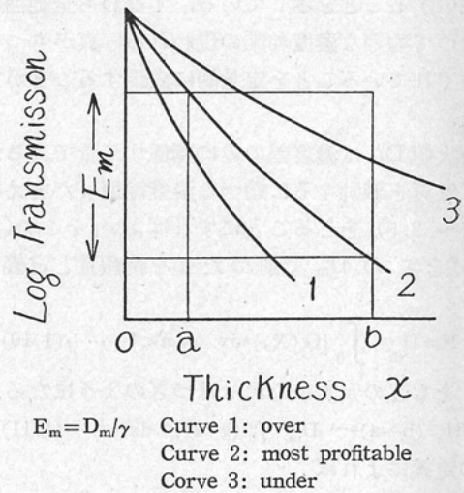


Fig. 7. Determination of the Most Profitable Kvp from Radiation Transmission Curves



囲内で勾配γの直線になるとすれば、縦軸の制限範囲E<sub>m</sub>は

$$E_m = D_m / \gamma \dots\dots\dots (1.18)$$

である。そこで、厚さa~b間をみたいときの最適のkVpは、減弱曲線Fig. 7のa,bにおける縦軸の差がE<sub>m</sub>になるような曲線のkVpである。ここで、増感紙の線質特性は考えていないが、増感紙の蛍光量の減弱曲線を作っておけば、線質特性も含まれる。

一般に最適条件で撮影をおこなつても、減弱曲線が直線でないでHが1にはならない。単色X線のときに1になる。したがって、管電圧波形の

脈動率の大きな装置ほど、軟線の含有が多いので、減弱曲線が曲つて情報量が減少する。フィルタを厚くすれば単色に近くなるが、撮影時間が長くなるので鮮鋭度が悪くなる。

フィルム特性の低濃度部の弯曲の影響については別に詳細な検討を要する。

6. 実験結果

单相全波整流型装置（島津製柱—150—Ⅲ型）および3相全波整流型装置（島津製平安Ⅲ型）に同一のX線管（島津製2mm焦点回転陽極管と管球フィルタ1.4mmAl）を用いて測定した減弱曲線（Fig. 8）より情報量を計算した結果をTable 2に示す。ここでは、 $D_m = 2.1$ ,  $\gamma = 3$ ,  $E_m = 0.7$ とした。①、④はそれぞれ、3,65mmAlを撮影するときの、单相、3相装置での最適条件であ

Fig 8. Experimental Curves of Radiation Transmission (refer to Table 2)

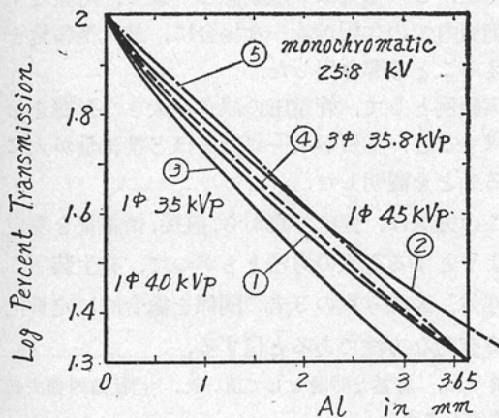
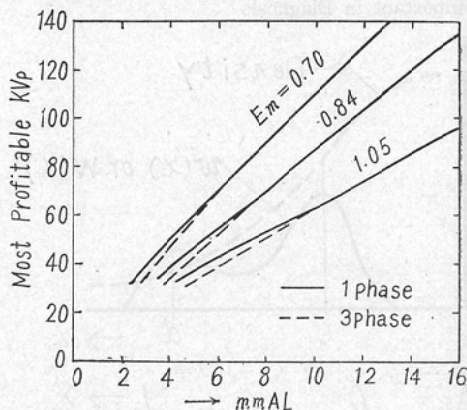


Table 2. Information Amounts Calculated from Fig. 8

Curve No. in Fig. 8	Number of Line Phases	Peak Voltage across the X-ray Tube	Information Amount $H_I$
①	1	40kV	0.991
②	1	45	0.953
③	1	35	0.848
④	3	35.8	0.995
⑤	monochromatic	25.8*	1.000

\* From the Table of H.V.L.'s

Fig. 9. The Most Profitable KVp's to Al Thicknesses



るが、3相の方が直線に近いので情報量が増加している。単色X線25.8kVのときに極大値1になる。单相装置で、管電圧が5kVちがうと②、③のように減少する。厚さが増加すれば最適電圧が増加するが、その関係を、 $E_m = 0.7, 0.84, 1.05$  ( $\gamma = 3, 2.5, 2$ に相当する)について求めた結果をFig. 9に示した。厚さが増加すると管電圧が高くなり、单相、3相両装置の差がなくなる。この最適管電圧を用いたときの情報量を、Fig.10に示す。厚さが増加すれば、減弱曲線の曲り方が大きくなるので情報量が減少する。厚さが小さくて管電圧が低いときは、3相装置が单相装置よりもすぐれていることがわかる。管電圧が高い場合に関しては、鮮鋭度を比較せねば装置を比較することができない。

Fig. 10. Information Amounts when the Most Profitable KVp is taken

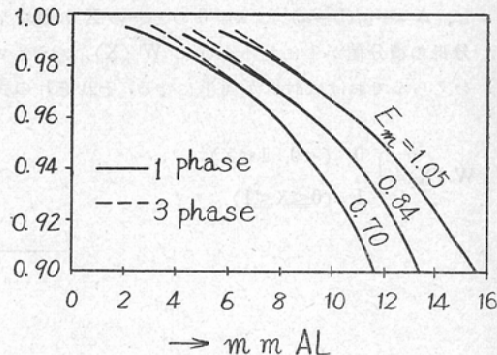
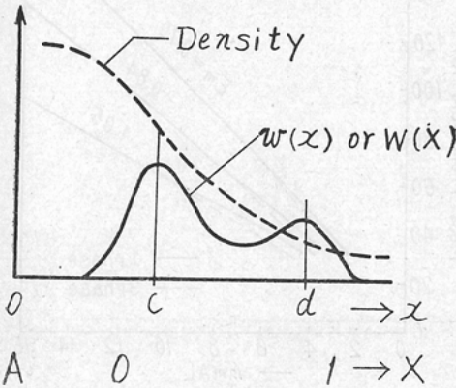


Fig 11. An Example of the Weighting Function when the Neighbour of  $x=c$  and  $x=d$  are important in Diagnosis



7. 臨床写真との関連性

上述の方法と臨床写真との関連性を少し考えてみる。

A. 2種の物質のとき

たとえば、骨と軟部組織がある場合に、この2つのうちのいずれか一方の状態だけを問題にする場合が多い。このときは1つの物質の厚さを一定にして、問題にする物質の階段と重ねたときの情報量を、上の方法で求めればよい。

B. 厚さ  $x$  に関して「重み」をつけたいとき

厚さ、 $a, b$  間での臨床的価値が一樣なときには(1.10) (1.11) 式になるが、一樣ではなくてたとえば厚さ  $c$  附近と  $d$  附近とが重要であるときには、Fig. 11 の、 $W(X), w(x)$  のような「重み」をつけなければならない。このときの情報量はつぎのようになる。

$$H = \frac{D_m^{-n} \int_A^\infty W(X) \{G(X)\}^n dX}{\int_A^\infty W(X) dX} \dots (1.19)$$

$$H = \frac{D_m^{-n} (b-a)^n \int_0^\infty \{g(x)\}^n W(x) dx}{\int_0^\infty W(x) dx}$$

ただし、 $A = -a/(b-a)$  で  $x=0$  のときの  $X$  の値を示す。分母の積分値が1になるように  $W(X)$  または  $w(x)$  をえらんでおけば計算が簡単になる。それぞれの式で

$$W(X) = \begin{cases} 0 & (X < 0, 1 < X) \\ 1 & (0 \leq X \leq 1) \end{cases}$$

$$w(x) = \begin{cases} 0 & (x < a, b < x) \\ 1/(a-b) & (a \leq x \leq b) \end{cases}$$

のときに、(1.10), (1.11) 式に一致する。

C. 臨床写真の情報量

臨床写真の濃度分布から情報量を求めようとするときに、濃度差(コントラスト)のみに着目せず厚さの差を考慮せねばならない。コントラストと「表現される厚さの範囲」とは相反するもので、双方とも情報量に関係するが、厚さの差を考えないと後者が表現されないので注意を要する。臨床写真から、直接、情報量を求めようとする試みが進展しない原因の一つは、この点にあるものと考えられる。

8. 結論

X線写真の情報量を表現する方法として一種類の物質のフィルム黒化度曲線、あるいは、線量減弱曲線の勾配と、対象となる厚さの範囲とで表現する方法を導き出して(1.10), (1.11) 式の結果を得た。この結果は一般概念と一致し、対象とする範囲内での勾配が均一な場合に、最大情報量を与えることを導き出した。

実験例として、管電圧の誤差が大きな影響をおよぼすこと、線質が均一になるほど情報量が大きくなることを説明した。

この方法は、臨床写真から、直接、情報量を算定しようとする従来の方法とちがって、発生装置、被写体、X線写真の3者の関係を総合的に定量化する有力な方法であると信ずる。

終りに、有益な討論をして頂いた、当社岡西節夫氏に謝意を表する。

文 献

1) 佐柳和男：写真の現像効果のレスポンス函数，応用物理，29：155~158，1960。—2) 内田勝：最大情報量撮影について (I)，日放技誌，15：77~80，1959。—3) Lusted, L.B.: Logical Analysis in Roentgen Diagnosis, Radiology, 74：177~193，1960。—4) 望月幸夫：X線診断過程の模型化への試み，日医放誌，22：24~36，1962。