原 著

X線管焦点寸法の相違による画質の心理的評価

山口大学医学部附属病院放射線部

大塚 昭義・宇津見 博基・山根 智・横山 敬
中西 敬・山田 典将・橋田 昌弘・伊藤 実穂*

熊本大学医療技術短期大学部

東 田 善 治

徳山医師会病院

木谷 猪 佐 夫

宇部興産中央病院

大野 忠 正・桜 莞 爾・久米 祐 司・瀬 畑 修 二

(論文受理 昭和56年6月10日)

(Code No. 21123)

Key Words: *entropy, uncertainty analysis, image evaluation, psychological-evaluation, sharpness*

PSYCHOLOGICAL EVALUATION OF RADIOGRAPHIC IMAGES
OBTAINED BY USING SEVERAL KINDS OF FOCAL SPOT SIZESBy AKIYOSHI OHTSUKA,
HIROMOTO UTSUMI,
SATORU YAMANE,
TAKASHI YOKOYAMA,
TAKASHI NAKANISHI,
NORIMASA YAMADA,
MASAHIRO HASHIDA and
MITSUO ITOH*

Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital.

---

*) 現 小野田市立病院
Presently at Onoda City Hospital.

X線管焦点寸法の相違による画質の心理的評価 (大塚・宇津見・山根・横山・中西・山田・橋田・伊藤・東田 他)

YOSHIHARU HIGASHIDA

College of Medical Science, Kumamoto University.

ISAO KITANI

Tokuyama Medical Association Hospital.

TADAMASA ONO,

KANJI SAKURA,

YUJI KUME and

SHUJI SEBATA

Ube Industries, LTD. Central Hospital.

(Article received; Jun. 10, 1981)

Summary

Uncertainty analysis by entropy is applied to a method of psychological evaluation in radiographic images and to an examination of visual evaluation of sharpness in radiograms. Subjects are composed of three groups of seven radiologic technologists, seven neurosurgeons and eight radiologists. By using a three-category rating scale, each observer is directed to classify 160 skull radiograms randomly presented. Each radiogram is taken by four kinds of focal spot sizes.

Characteristics of each observer and each group can be shown quantitatively by calculated information values.

In an evaluation of radiographic images, radiologic technologists attach importance to physical characteristics of radiograms, but doctors do not do so. They attach importance to morphological and morbid variations of objects.

Consequently, radiologic technologists have a close correlation between physical evaluation and a psychological one of radiograms, and doctors have only a little correlation.

1. はじめに

画質の評価法は客観的(物理的)方法と主観的(心理的)方法に大別できる。客観的評価法は確定度が高く、不確定度の高い主観的評価法よりも一般に優れている。しかし、K. Rossmann はX線像を診断する際、画質に影響を与える因子として、物理的に判断した画質のほかに放射線医学的知識とパターン認識をあげている。これによると、画質は最終的に、客観的方法と主観的方法の両方で評価することが必要となる³⁾。

現在、客観的評価と主観的評価とは、必ずしも一致しないことがわかっており、画像の問題点の一つは両者の相関を求めることである^{1)~3)}。この点で、内田の開発した不確定性(エントロピー)解析を一つの手法として期待することができる^{4)~11)}。

X線管焦点の大きさは写真の鮮鋭度に影響する。薄い被写体がフィルムに密着している場合には、焦点による

半影はほとんど問題とならないが、実際の撮影では被写体の拡大がさけられず、半影が問題となる。半影の大きさは、焦点〜フィルム間距離(FFD)、被写体〜フィルム間距離(MFD)、焦点の大きさの組み合わせによって決まる。したがって、物理学的には鮮鋭度をMTFで明快に表示できる。しかし、心理的には、同一のボケでも知覚に与える影響が観察者によって変化し、物理的特性とは必ずしも一致しない。さらに、観察者それぞれの主観的評価がばらつき、不確定的となる。

さきに報告したように、われわれはエントロピー解析法を濃度とコントラストの心理的評価に導入した^{9)~11)}。本研究では、X線管焦点の大きさに起因する鮮鋭度の心理的評価のために、エントロピーの手法を適用し、画像評価に知覚を導入した。

2. エントロピー理論^{12)~22)}

ある事象 X_i の生起確率を p_i とするとき、エントロ

ピー $H(X)$ を次式で定義する.

$$H(X) = -\sum_i p_i \log_2 p_i \text{ [bit]} \quad (1)$$

$H(X)$ は平均情報量をあらわすと同時に, 事象が起こる不確定度, あるいは, あいまい度をあらわしている. すなわち, 事象の発生が確定的であるほど, エントロピーは小となり, 不確定的であるほど大となる.

ここで, 刺激を X , 観察者(知覚)を Y , 反応を Z とすれば, X_i , Y_j が入力事象, Z_k が出力事象となる. 観察者を刺激すると反応がおこり, Table 1 に示すような刺

Table 1. Symbolic representation of a three-variable data matrix.

Y, Z	X						$\sum (Y_j, Z_k)$
	X_1	X_2	...	...	X_i		
Y_1	Z_1	n_{111}	n_{211}	...	...	n_{i11}	$n_{.11}$
	Z_k	n_{11k}	n_{21k}	...	...	n_{i1k}	$n_{.1k}$
Y_2	Z_1	n_{121}	n_{221}	...	...	n_{i21}	$n_{.21}$
	Z_k	n_{12k}	n_{22k}	...	...	n_{i2k}	$n_{.2k}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
Y_j	Z_1	n_{1j1}	n_{2j1}	...	...	n_{ij1}	$n_{.j1}$
	Z_k	n_{1jk}	n_{2jk}	...	...	n_{ijk}	$n_{.jk}$
$\sum X_i$		$n_{1..}$	$n_{2..}$	...	...	$n_{i..}$	n

X(stimulus): focal spot size

Y(subject): observer

Z(response): rating

激~反応行列ができる¹²⁾¹³⁾. ここで, n_{ijk} などは刺激 X_i に対して観察者 Y_j が反応 Z_k を示した回数等で, 頻度という. この相関表の各頻度を総数 n で割ることによって, 確率推定値に変換することができる. すなわち,

$$\left. \begin{aligned} p_{i..} (\equiv p_i) &= n_{i..}/n (\equiv n_i/n) \\ p_{.jk} (\equiv p_{jk}) &= n_{.jk}/n (\equiv n_{jk}/n) \\ p_{ijk} &= n_{ijk}/n \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

である. これから, 三つのエントロピーを計算できる.

$$\left. \begin{aligned} H(X) &= -\sum_i p_i \log_2 p_i \\ H(Y, Z) &= -\sum_{jk} p_{jk} \log_2 p_{jk} \\ H(X, Y, Z) &= -\sum_{ijk} p_{ijk} \log_2 p_{ijk} \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

実際の計算には, 確率を用いる必要はなく, 式(2)を式(3)に代入し, 頻度を用いて計算する.

すなわち,

$$\left. \begin{aligned} H(X) &= \log_2 n - 1/n \sum_i n_i \log_2 n_i \\ H(Y, Z) &= \log_2 n - 1/n \sum_{jk} n_{jk} \log_2 n_{jk} \\ H(X, Y, Z) &= \log_2 n - 1/n \sum_{ijk} n_{ijk} \log_2 n_{ijk} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

である.

さらに, Table 1 を (X, Y) , (X, Z) の 2 変量に分解すると, $H(Y)$, $H(Z)$, $H(X, Y)$, $H(X, Z)$ を求めることができる. 例えば, ある観察者では,

$$H(X, Z) = \log_2 n - 1/n \sum_{ik} n_{ik} \log_2 n_{ik} \quad (5)$$

となる.

また, 入力から出力へ伝達した情報量として, 伝達情報量または相互情報量を $T(X, Z)$ で表示し, 次式で求める.

$$T(X; Z) = H(X) + H(Z) - H(X, Z) \quad (6)$$

同様に, $T(X; Y)$, $T(Y; Z)$, $T(X, Y; Z)$ を求める.

さらに, 3 変量解析では, 交互作用 $A(X; Y; Z)$ を次式から求めることができる.

$$A(X; Y; Z) = T(X, Y; Z) - T(X; Z) - T(Y; Z) \quad (7)$$

3. 実 験

3.1 使用機器

以下に使用した機器を示す.

X線装置: 単相全波整流 (KXO-15)

X 線 管: 回転陽極, 焦点寸法 0.3, 1.0, 1.5, 2.0 [mm]

感光材料: 中感度増感紙 (Hiscreen), 普通感度フィルム(A), 自動現像機 (RN)

グリッド: 格子比5, 密度34本/cm

ファントム: 骨入り頭部ファントム

3.2 方 法

4種類の焦点 (0.3, 1.0, 1.5, 2.0 mm) を用いて, 頭部ファントムを前後(A→P)方向で概観的に撮影した. それぞれの焦点について, 20枚ずつ, 計80枚撮影し入力信号(刺激)Xとした. 各焦点でフィルム濃度がほぼ揃うように, 次の条件で撮影した.

焦点寸法	撮影条件		
0.3[mm]	80[kVp]	20[mA]	2.8 [sec]
1.0[mm]	82[kVp]	150[mA]	0.3 [sec]
1.5[mm]	80[kVp]	50[mA]	0.8 [sec]
2.0[mm]	82[kVp]	200[mA]	0.25[sec]
FFD 120[cm]		MFD 11.5[cm]	

前後像の画質に大きく影響する上顎洞部は, フィルムから約 25.5[cm] はなれ, 拡大率は1.27倍となる. 本

X線管焦点寸法の相違による画質の心理的評価 (大塚・宇津見・山根・横山・中西・山田・橋田・伊藤・東田 他)

Fig. 1. MTF curves of focal spot sizes, obtained by a calculation.
(1.27 $\times$ magnification, without screen)

Fig. 2. Square wave response curves of focal spot sizes, obtained by an experiment.
(1.27 $\times$ magnification, with screen)

Table 2. Examples of data matrix rated by observers and samples of calculations.

(a) T_1

Z \ X	0.3	1.0	1.5	2.0	ΣZ
A	39	3	1		43
B	1	37	33	4	75
C			6	36	42
ΣX	40	40	40	40	160

(b) N_1

Z \ X	0.3	1.0	1.5	2.0	ΣZ
A	32				32
B	8	18	36		62
C		22	4	40	66
ΣX	40	40	40	40	160

(c) R_1

Z \ X	0.3	1.0	1.5	2.0	ΣZ
A	18	16	6	6	46
B	18	17	19	19	73
C	4	7	15	15	41
ΣX	40	40	40	40	160

(d) $T_1 \sim T_7$

Z \ X	0.3	1.0	1.5	2.0	ΣZ
A	222	55	34	1	312
B	57	193	198	67	515
C	1	32	48	212	293
ΣX	280	280	280	280	1,120

(e) $N_1 \sim N_7$

Z \ X	0.3	1.0	1.5	2.0	ΣZ
A	155	43	14	7	219
B	99	161	184	94	538
C	26	76	82	179	363
ΣX	280	280	280	280	1,120

(f) $R_1 \sim R_7$

Z \ X	0.3	1.0	1.5	2.0	ΣZ
A	188	28	60	10	286
B	84	188	168	137	577
C	8	64	52	133	257
ΣX	280	280	280	280	1,120

◎ example of calculation N_1 (Vid. Table 3)

$$H(X) = \log_2 160 - 1/160 \times 4 \times 40 \log_2 40 = 2.000$$

$$H(Z) = \log_2 160 - 1/160 (32 \log_2 32 + 62 \log_2 62 + 66 \log_2 66) = 1.521$$

$$H(X, Z) = \log_2 160 - 1/160 (32 \log_2 32 + 8 \log_2 8 + 18 \log_2 18 + 36 \log_2 36 + 22 \log_2 22 + 4 \log_2 4 + 40 \log_2 40) = 2.546$$

$$T(X; Z) = H(X) + H(Z) - H(X, Z) = 0.975$$

$$\eta_Z = \{T(X; Z)/H(Z)\} \times 100 = 64.1$$

実験で予想される，焦点の幾何学的不鋭によるレスポンスを計算で求め，Fig. 1 に示す。また，実測した矩形波レスポンスを Fig. 2 に示す。計算では，1.0と1.5[mm]の差は明らかであるが，実測では，ほとんど差がない。実質上，両焦点が同一寸法に近いのであろう。

3.3 観察者と評定方法

観察者 (Y) は，放射線技師 7 名 ($T_1 \sim T_7$ ，経験 1 年～21 年)，脳神経外科医 7 名 ($N_1 \sim N_7$ ，経験 1 年未満～16 年)，放射線科医 8 名 ($R_1 \sim R_8$ ，経験 1 年未満～25 年) 計 22 名である。

観察基準として，写真の鮮鋭度が (A) よい，(B) 普通，(C) ややわるい，の 3 段階評定 (Z) を用いた。観察者には，あらかじめ，4 種類の焦点による写真の相違を十分学習させた後，写真を 1 枚ずつ示して，このいずれかに分類するよう求めた。

観察は，それぞれの施設で行ない，2 回くり返した。フィルム総計 (n) は 160 枚である。また，観察距離は各観察者の自由とした。

4. 結果と考察

観察結果の数例を Table 2 a～f に示す。a, b, c が個人，d, e, f がグループの例である。評定結果は観察者個人，あるいはグループによって相当異なっている。1.0[mm] と 1.5[mm] の評定が逆になっている例もみられる (b, f) が，これは Fig. 2 に示すように両者のレスポンスがほとんど変わらないためである。各観察者の評定結果から，個人別に計算した結果を Table 3 に，グループ別 (放射線技師，脳神経外科医，放射線科医) に 7 名とり，データを合算してエントロピー計算した結果を Table 4 に示す。

$H(Z)$ は，観察者の評定の不確定度 (あいまいさ) を表わしている。各評定が等頻度 (等確率) で生じた場合， $H(Z)$ は最大となり，1.585[bit] となる。 N_6 の値が極端に小さいのは，ほとんどの写真を (B) 普通，と評定し，他の評定がほとんどないためである。

$$\eta_Z = \{T(X; Z) / H(Z)\} \times 100(\%)$$

を伝達効率，または束縛係数といい，評定に必要とする情報のうち，入力 X から得ることのできる割り合いを意味している。入力したフィルム (X) をすべて明確に識別評定した場合， $\eta_Z = 100(\%)$ となる。

Table 3 から，個人の $T(X; Z)$ と η_Z の値に相当開きのあることがわかる。 T_1 ， T_4 ， T_5 ， N_1 ， N_2 ， N_3 ， N_7 などの値が高いが，各グループの単純平均では，技師，脳外科医，放射線科医の順となる。観察者の経験年数と

Table 3. Numerical results of entropies $H(Z)$ ， $H(X, Z)$ ，transmitted information $T(X; Z)$ and the relative efficiency of transmission η_Z obtained by radiologic technologists, neurosurgeons and radiologists, where input $H(X)$ 2.000(bits) for all observers.

Observer		H(Z) (bits)	H(X,Z) (bits)	T(X;Z) (bits)	η_Z (%)
Radiologic Techno- logist	T ₁	1.528	2.449	1.079	70.6
	T ₂	1.336	2.918	0.418	31.3
	T ₃	1.577	3.129	0.448	28.4
	T ₄	1.506	2.642	0.864	57.4
	T ₅	1.583	2.797	0.786	49.7
	T ₆	1.402	3.003	0.399	28.5
	T ₇	1.573	3.086	0.487	31.0
	mean	1.501	2.861	0.640	42.4
Neuro- surgeon	N ₁	1.521	2.546	0.975	64.1
	N ₂	1.513	2.693	0.820	54.2
	N ₃	1.558	2.762	0.796	51.1
	N ₄	1.332	3.145	0.187	14.0
	N ₅	1.542	3.403	0.139	9.0
	N ₆	0.633	2.522	0.111	17.5
	N ₇	1.563	2.748	0.815	52.1
	mean	1.380	2.831	0.549	37.4
Radio- logist	R ₁	1.537	3.441	0.096	6.2
	R ₂	1.421	2.827	0.594	41.8
	R ₃	1.406	3.162	0.244	17.4
	R ₄	1.434	2.802	0.632	44.1
	R ₅	1.412	2.793	0.619	43.8
	R ₆	1.536	2.968	0.568	37.0
	R ₇	1.494	3.358	0.136	9.1
	R ₈	1.480	3.181	0.299	20.2
	mean	1.465	3.067	0.399	27.5

input $H(X) = 2.000(\text{bits})$

伝達情報量については，前の報告と同様にほとんど相関がみられない^{9)～11)}。

Table 4 をみると，技師と脳外科医が入力 X，Y から得る情報量 $T(X, Y; Z)$ は，ほぼ同値となるが，放射線科医の値は両者の約 2 倍である。また，入力 X から得る情報量 $T(X; Z)$ は，技師が最も高く，医師グループの約 2 倍に達している。 $T(X; Z)$ について，Table 3 では，単純平均値で放射線科医より脳外科医の値が高くなっているが，Table 4 では逆の結果を示している。これは，単純平均とエントロピー平均の相違である。単純平均は

X線管焦点寸法の相違による画質の心理的評価 (大塚・宇津見・山根・横山・中西・山田・橋田・伊藤・東田 他)

Table 4. Numerical results by three-variable uncertainty analysis for three groups.

		Radio- logic Techno- logist $T_1 \sim T_7$	Neuro- surgeon $N_1 \sim N_7$	Radio- logist $R_1 \sim R_7$
H(X)	(bits)	2.000	2.000	2.000
H(Y)	"	2.807	2.807	2.807
H(Z)	"	1.535	1.495	1.483
H(X, Y)	"	4.807	4.807	4.807
H(X, Z)	"	2.984	3.228	3.203
H(Y, Z)	"	4.308	4.187	4.270
H(X, Y, Z)	"	5.667	5.638	5.857
T(X; Z)	(bits)	0.551	0.267	0.280
η_Z	(%)	35.9	17.9	18.9
T(Y; Z)	(bits)	0.034	0.115	0.020
η_Z	(%)	2.2	7.7	1.3
T(X; Y)	(bits)	0	0	0
T(X, Y; Z)	"	0.675	0.664	0.433
η_Z	(%)	44.0	44.4	29.2
A(X; Y; Z)	(bits)	0.090	0.282	0.133

各個人のデータを単に平均した値である。これに対して、エントロピー平均は、グループ別に各7名のデータを合算 (pool) した値である。したがって、個人個人のデータがよくても、グループ全体としてのまとまりが悪い場合には、エントロピー平均値 (Table 4) が低くなる。

本実験の場合、放射線科医より脳外科医の評定が、グループ全体としてばらついていることがわかる。すなわち、 $T(Y; Z)$ の値でみると、脳外科医の値が最も高くなっている。各観察者の評定が完全に一致した場合には、 $T(Y; Z)=0$ となるので、値が高いほど各人の評定が一致していないことを意味している。したがって、脳外科医には、個人の特性がよい人も多いが、グループとしてはまとまりが悪いといえることができる。

入力XとYの間では、 $T(X; Y)=0$ となり、共有の情報をもたない。

交互作用 $A(X; Y; Z)$ を求めると、脳外科医の値がもっとも大きい。これは、 $T(X; Z)$ にくらべて $T(X, Y; Z)$ の値が大きくなっているためである。本実験では、入力Xから得る情報量 $T(X; Z)$ が大きいほど評定のあいまいさが小さくなり、特性がよいといえる。しかし、Yから得る情報量 $T(Y; Z)$ は、前述のように、値が小さいほど特性がよい。したがって、 $T(X; Z)$ の値が小さく、 $T(X, Y; Z)$ の値が大きい脳外科医の場合には、グループとして特性がよいとはいえない。今迄の実験か

Table 5. Numerical results of the relative efficiencies of transmission η_α and the percentages of identically evaluated films in primary and secondary trials by three groups.

		η_α (%)	mean	identically evaluated films (%)	mean
Radiologic Technologist	T_1	57.7		86.3	
	T_2	22.7		63.8	
	T_3	16.9		57.5	
	T_4	38.7	26.1	73.8	64.0
	T_5	28.8		62.5	
	T_6	8.4		55.0	
	T_7	9.2		48.8	
Neurosugeon	N_1	45.1		75.0	
	N_2	30.0		66.3	
	N_3	31.4		65.0	
	N_4	2.2	22.8	50.0	65.0
	N_5	11.5		47.5	
	N_6	2.1		78.8	
	N_7	37.3		72.5	
Radiologist	R_1	1.3		35.0	
	R_2	31.7		71.3	
	R_3	11.5		55.0	
	R_4	20.8	17.0	62.5	54.7
	R_5	34.8		68.8	
	R_6	24.8		55.0	
	R_7	1.3		41.3	
	R_8	10.0		48.8	

ら、専門家の集団になるほど $A(X; Y; Z)$ の値が小さくなる傾向がみられる。以上のことから、知覚系を含む実験では、 $T(X; Z)$ の値が大きく、かつ $T(X, Y; Z)$ との差が少なく $T(Y; Z)$ と $A(X; Y; Z)$ の値が小さいほど、特性がよいといえることができる。

Table 5 に、評定を2回くり返した場合の1回目 (α) から2回目に対する一致度を、伝達効率 η_α とフィルム枚数の割り合いで示す。Table 3 と比較すると、一般に $T(X; Z)$ または η_Z の大きい人は、くり返し精度もよい。

Table 6 に、焦点別の情報量を示す。本実験では、3段階評定を用いているため、 $H(Z)$ の最大値は 1.585 [bit] となる。0.3と1.0[mm]焦点における脳外科医、1.5[mm]焦点での放射線科医では、 $H(Z)$ の値が大きく、グループ内で評定がかなり分かれていることを示している。これに対して、技師では全般的に $H(Z)$ の値が

Table 6. Numerical results of entropy $H(Z)$ and transmitted information $T(Y; Z)$ on four kinds of focal spot sizes, obtained by three groups.

	$H(Z)$ (bits)	$T(Y; Z)$ (bits)
0.3 mm		
Technologist (T)	0.762	0.123
Neurosurgeon (N)	1.321	0.543
Radiologist (R)	1.053	0.134
1.0 mm		
T	1.189	0.174
N	1.385	0.376
R	1.204	0.152
1.5 mm		
T	1.159	0.114
N	1.133	0.170
R	1.369	0.216
2.0 mm		
T	0.826	0.083
N	1.074	0.499
R	1.186	0.109

input $H(Y) = 2.807$ (bits)

小さく、評価が比較的まとまっていることがわかる。

0.3[mm] 焦点で撮影した写真は、焦点によるボケがほとんど認められないため、(A)よい、という評価に固まるであろう。また、2.0[mm]焦点では、かなりのボケを認めるので、(C)ややわるい、という評価になるであろうと推測できる。全般的にみると推測したように、0.3と2.0[mm]の写真で $H(Z)$ の値が小さく、1.0と1.5[mm]の写真で大きくなっている。すなわち、0.3と2.0[mm]の写真は、ある評価に固まりやすく、1.0と1.5[mm]の写真では、前者より評価がわかれていることを意味している。技師では、評価表と $H(Z)$ の値から、0.3[mm]焦点の写真では(A)よい、2.0[mm]では(C)ややわるいという評価にまとまり、1.0と1.5[mm]の写真で評価がわかれていることがわかる。

また、 $T(Y; Z)$ は観察者間の評価の一致度を示しており、この値も全般に技師がよく、脳外科医の不一致が目立っている。

以上の結果から、本実験の試みでは、物理的評価と心理的評価との相関が、技師で相当強く、医師で比較的弱いといえることができる。

前述のように本実験では、あらかじめ観察者に4種類

の写真を呈示し、その相違を十分学習した後で実験を行っている。したがって、日常、X線写真を観察している医師と技師で、本来大きな相違が生じることはないはずである。しかし、1.0と1.5[mm]焦点による写真の評価結果をみても、技師ではほとんどの者が1.0[mm]の写真を上位にしているが、医師では半数以上の人が1.5[mm]の方を上位にしている。Fig. 2に示すように、両焦点のレスポンスの差はわずかである。技師はこの差を比較的正確に判定しているが、医師には割り合い困難のようである。

濃度、コントラスト、鮮鋭度などといった物理的因子を対象にした一連の心理実験では、医師と技師とで不確定度が相当異なっている^{9)~11)17)}。物理的因子に対する両者の心理的評価が一致しにくい要因として、つぎの二つが考えられる。

(1)両者に対する画像教育の相違

(2)X線像に対処する両者の背景の相違

後者については、山下、小塚などが考察している^{11)~13)}。しかし、本質的には、前者が大きく影響していると考えている。この点については別に報告する。

Rossmann が指摘した、放射線医学的知識とパターン認識は主観的な因子であり、客観性に乏しい。したがって、これを重視するほど、画質評価の客観性が欠けることになる。しかし、評価の客観性を保つためには、画質評価にしろ物理的な割り合いを上げるしか方法がない。本実験でもわかるように、多くの医師は読影するとき、像の物理学的な画質に対して、認識が低い。同じ画像でも、物理的な画質にも注意して読影するなら、トータルした画質はさらに向上するはずである。

診療では、医師と技師の個人差を小さくすることが重要である。そのためにも、医師が画質についての基本的な物理的特性を理解することが必要であろう。物理的特性の優劣を識別できなければ、画質は低下の方向に向うことも考えられる。写真に対して、利用者側にいる医師と生産者側にいる技師が同一の評価基盤に立つとき、画質はさらに進歩するはずである。

5. 結 論

鮮鋭度の心理的評価に、エントロピーの不確定性解析を適用し、つぎの結論を得た。

(1)0.3[mm] 焦点で撮影した頭部写真は、“よい”という評価で大体まとまっているが、脳外科医では、評価がわかれている。1.0と1.5[mm]では、“普通”という評価が多いが、全般的にまとまりがわるい。2.0[mm]では、

X線管焦点寸法の相違による画質の心理的評価 (大塚・宇津見・山根・横山・中西・山田・橋田・伊藤・東田 他)

“ややわるい”という評定でほぼまとまっている。しかし、放射線科医では、“普通”という評定が少し多い。

(2)技師では、物理的評価と心理的評価との相関が高いが、医師では、一般に相関が低い。

(3)全般的に、技師の評定はまとまっており、観察者間の一致度も比較的良好。医師では、評定のまとまりが弱く、観察者間の一致度もあまりよいとはいえない。

稿を終るにあたり、終始御指導頂いた岐阜大学教授、内田勝博士、ならびに貴重な御助言を頂いた広島大学原爆放射能医学研究所教授 竹下健児博士に衷心から感謝の意を表します。また、実験に御協力頂いた各施設の先生方に感謝いたします。

なお、本論文の一部を第36回日本放射線技術学会総会(仙台市)で、要旨を第37回総会(福岡市)で発表した。

文 献

- 1) 山下一也: X線像の画質評価の問題点とその展開. 日放技学誌, **33**, 267-281, (1977)
- 2) 山下一也: X線撮影系の画質特性と総合的評価. 映像情報(M), **9**(13), 39-44, (1977)
- 3) 小塚隆弘: X線写真の画質—放射線医の立場から—. 日放技学誌, **31**, 349-354, (1975)
- 4) Uchida, S. and Tsai, D. Y.: Evaluation of Radiographic Images by Entropy: Application to Development Process. Jpn. J. Appl. Phys., **17**, 2029-2034, (1978)
- 5) Uchida, S. and Tsai, D. Y.: Reliability of the Modulation Transfer Function of Radiographic Screen-Film Systems Measured by the Slit Method. Jpn. J. Appl. Phys., **18**, 1571-1574, (1979)
- 6) Uchida, S., Inatsu, H. and Fujita, H.: Transmitted Information of TLD Elements. Jpn. J. Appl. Phys., **19**, 1177-1184, (1980)
- 7) Uchida, S. and Fujita, H.: Assessment of Radiographic Granularity by a Single Number. Jpn. J. Appl. Phys., **19**, 1403-1410, (1980)
- 8) Uchida, S., Katsuragawa, S. and Sueyoshi, T.: Evaluation of Images for Computed Tomography Scanners by Entropy. Jpn. J. Appl. Phys., **19**, 2257-2261, (1980)
- 9) 大塚昭義, 宇津見博基, 山根 智, 他: 画像の心理的評価に対するエントロピーの適用. 日放技学誌, **36**, 722-730, (1980)
- 10) Uchida, S., Ohtsuka, A. and Fujita, H.: Applications of Uncertainty Analysis to Visual Evaluation of Density in Radiographs. Jpn. J. Appl. Phys., **20**, 629-637, (1981)
- 11) 東田善治, 松本政典, 吉田日出輝, 他: グリッドの種類と視覚による評価. 日放技学誌, 316~323, **37**, (1981) [印刷中]
- 12) Attneave, F.: Applications of Information Theory to Psychology. Holt, New York, (1959)
〔小野茂, 他(訳)〕: 心理学と情報理論. ラティス, 東京(1968)〕
- 13) 小野 茂: 心理学における数学的方法. 培風館, 東京, (1976)
- 14) 田中良久編: 講座心理学2, 計量心理学. 東京大学出版会, (1975)
- 15) 内田 勝, 山下一也, 稲津 博: 放射線技術者のための画像工学. 75-97, 通商産業研究社, 東京, (1978)
- 16) 内田 勝, 稲津 博: 放射線像の評価. 日放技学誌, **34**, 579-584, (1979)
- 17) 内田 勝, 大塚昭義, 藤田広志: エントロピー解析法. 日放技学誌, **36**, 498-526, (1980)
- 18) 金森仁志: X線撮影系への情報理論の適用 (第1部, 第2部). 日放技学誌, **33**, 508-514, 821-829, (1978, 1979)
- 19) 金森仁志: 情報理論について. 日放技学誌, **33**, 818-820, (1978)
- 20) 小沢一雅: 情報理論の基礎. 国民科学社, (1980)
- 21) 甘利俊一: 情報理論. ダイアモンド社, (1970)
- 22) 藤田広一: 基礎情報理論. 昭晃堂, (1969)