第33回総会宿題報告

X線像の画質評価の問題点とその展開

大阪大学医療技術短期大学部

山 下 一 也

SOME PROBLEM ON EVALUATION OF RADIOGRAPHIC
IMAGE QUALITY AND ITS DEVELOPMENT

By KAZUYA YAMASHITA

College of Bio-Medical Technology Osaka
University, Osaka

Summary

The most difficult problem in radiologic diagnosis is the derivation of a function describing the quality of radiologic image in terms of physical factors of the imaging process.

Observer performance in detecting detail of radiographs is influenced by the relationable and unrelationable factors, the former is the objective evaluation, the latter is the subjective evaluation.

Three major purposes in this paper: First, to propose the radiologic imaging systems.

Second, to examine the problems of the method of the objective and subjective evaluation.

Third, we attempt few experiences by the mathematical psychological method and suggest prospect.

Proceeding to those, it will be possible to solute the most difficult problem in radiologic image research.

目 次

1. はじめに	4.3.1 階 調
2. X線画像の構造	4.3.2 調子再現特性
3. X線像の画像システム	4.3.3 コントラストについての問題点
3.1 撮影・記録と検出・認知	4.4 粒状性に関する問題点
3.2 X線画像システムの通信模型	4.4.1 粒状性
4. X線像の評価の問題点	4.4.2 心理的粒状性と物理的粒状性
4.1 像評価の考え方	4.4.3 ウィナ・スペクトルの特徴
4.2 鮮鋭度に関する問題点	4.4.4 粒状性についての問題点
4.2.1 鮮鋭度と解像力	4.5 小 括
4.2.2 レスポンス関数	5. 数理心理学的評価の2, 3の実験
4.2.3 レスポンス関数の特徴	5.1 バーガ・ファントムによる評価
4.2.4 X線撮影系のレスポンス関数の一例	5.2 系列範ちゅう法による評価
4.2.5 レスポンス関数の評価の尺度	5.2.1 実験の方法
4.2.6 レスポンス関数の問題点	5.2.2 結 果
4.3 コントラストに関する問題点	5.2.3 考 察
	5.3 ROC 曲線による画像評価
	5.3.1 刺戟一反応行列

5.3.2 評定実験

5.3.3 ROC 曲線の評価

5.3.4 ROC 曲線による放射線受光系の評価

5.3.5 ROC 曲線による評価の実験例

5.4 小 括

6. 総 括

7. 謝 辞

1. はじめに

X線像の評価を考える上で、もっとも困難な問題は、X線像が形成される過程において物理的因子と、像の品位としての画質がどのように関連しているのか、そして、異常を検出し認知する手順との間に、どのような関数が見出せるのか、それらを明らかにすることである。

このことは、X線診断の過程において、よいX線写真とか、悪いX線写真とかを一義的に決定することができないということと、像情報を検出し、認知する観察者の知覚過程と意志決定過程をもふくめたX線像の評価のあり方の有効性を意味している。

私は、以上の観点からX線像の品位の評価を、X線画像システムとしてとらえ、その主観的、客観的な面から検討と考察を加え、2, 3の問題点と、今後あるべき画像評価について報告する。

2. X線画像の構造

X線像は、三次元物質分布（空間分布）の被検体情報が、各種伝達系、変換系を通過していき、最終的に視覚対比の形で網膜上に映し出される^{1)~3)}。

X線像の構造は、この像形成の過程を分析することで明らかになる。Fig. 1.において、被検体は情報源として三次元空間に存在する三次元物質分布であり、これにX

Fig. 1. Image information transmission distribution of radiographic system.

線管焦点から照射されたX線によって三次元X線強度分布になる。このとき伝えられる情報の量は、被検体の吸収、散乱、そして、X線スペクトルによって左右される。また、分布がありのまま伝えられているかどうかは、焦点の大きさ、被検体の動き、散乱線の多少に左右される。つぎに、被検体透過後の一様でない三次元X線強度分布は、増感紙によって二次元の光強度分布に変換される。この変換が忠実に行なわれたかどうかは螢光体粒子の大きさ、その構造的因子、X線量子の統計的ゆらぎなどに左右される。そして増感紙で両面を密着されているX線フィルムの銀粒子の空間分布として伝送される。この伝達の良否は、フィルムの構造的因子によって決る。ついで写真処理を経て銀粒子の空間分布は光学的濃度分布に変換される。これは、照射量の大きい部分には現像銀粒子が多く集り、小さい部分には、集まる数が少ない。つまりX線強度分布のパターンが銀粒子と現像銀粒子の位置を変動させたことになる。このとき、像が忠実に再現されたかどうかは、現像処理に関連する写真化学効果とフィルムの粒状性に左右される。最後に、X線像をシャカステンで観察するときには、濃度分布を光の空間分布におきかえ、網膜に投影し、連続的な明暗のパターンとし意識のなかで像の再現を構成する。この再構成の程度は、視覚能力を含めた、観察者の能力に左右されると考えられる。

X線像の構造は、以上の情報伝送系において情報源からの情報が、忠実に正しく観察者に伝えられ、どれだけ像が再成したかによって決定する。

3. X線像の画像システム

3.1 撮影・記録と検出・認知

X線診断の過程について、Rossmann は、撮影→記録→表示→検出→認知→診断、のモデルを提唱した (Fig. 2)。この一連の過程において、撮影・記録の過程は、被

Fig. 2. Operations involved in the radiological process (adapted from Rossmann).

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

検体の情報が伝達と変換によって取り出される物理的側面からなりたっている。検出・認知の過程は、表示されたX線像から被検者の情報が観察者の眼と脳、および学習、経験、教育など観察者の内部に蓄積されている情報と相乗して、像を再構成する知覚と意志決定の過程からなりたっている。

X線像の画像システムの基本的な因子は、患者（被検体）に対して、許容しうる最低の線量で、診断の正確度を最大にすることで決定する。しかし、表示されたX線像を境とする客観的な側面である伝達・変換の過程と、主観的な側面である知覚・意志決定の過程とは簡単に相関しない⁴⁾⁵⁾。

3.2 X線画像システムの通信模型

Fano は、Shannon の通信模型⁶⁾を修正して Fig. 3 のような通信模型を提案した⁷⁾。このモデルの特徴は、情報を伝送するさいに、高い忠実度と高い能率化を図るための符号化を、2 コの符号器（送信器側）と2 コの復号器（受信器側）に分担させていることである。

画像システムの模型については、Shannon, Fano の通信模型に準じて、2, 3 の提案がある^{8)~10)}。しかしX線像を画像システムとして模型化するには、2, 3 の修正が必要である。それは、情報源として必要な情報成分を持っている被検体内部を観察者が直接見ることができないこと、物理的に複雑な性質を持つX線を搬送波として用い

Fig. 3. Fano's communication model.

Fig. 4. Communication model of image information transmission system.

Fig. 5. Objective evaluation and subjective evaluation.

ていること、などのためである。Fig. 4 は、試みの一例である。

被検体は、疾病という特殊構造の情報成分を持つ三次元空間の存在である。被検体の質量、実効原子番号などの構成要素を、X線スペクトルによって、その情報を三次元X線強度分布として客観的に取り出しシンボル化する。つぎに、シンボル化した情報を増感紙・フィルム系で光強度分布に変換し、さらにフィルム上の銀粒子の空間分布を写真処理を経て、光学濃度分布にしてシグナル化する。ここで記録・表示が行なわれる。この表示像を観察者は感覚器官を通して像の再構成を行ない、大脳中枢で集積している学習、経験、教育などと照合しながら情報源の内容を検出、認知する。そして、得られた情報によって、診断を行ない医療判断の基礎を作りあげる。

このX線像の画像システムの特徴は、伝送の各系に雑音やボケの要因を含んでいることと、変換系IIにおいて像情報の質と量の両面から、フィード・バック機構としての逆変換系を持っていることである。これは、つねに像情報を正確に、かつ大量に伝送することが要求される医療判断において大きな要素となる。

以上のことを、像評価の面で図示すると、Fig. 5 のようになる。X線像の表示を中心にして、送り手と受け手に2分される。そしてX線像の品位としての画質は、入力された像情報がシンボル化、シグナル化していく過程で、どれだけ正しく、忠実に形成したかを判定する送り手の物理的側面と、出力像としての表示像を、受け手が感覚器で知覚し、認識をすることで判定する心理的側面が考えられよう。前者は客観評価、後者は主観評価に対応する。

4. X線像の評価の問題点

4.1 像評価の考え方

X線像の品位の良し悪しを評価する考え方については、これまでに多くの報告がある^{11)~20)}。その共通する要因としては、鮮鋭度、解像力、コントラスト、そして、調子の再現性、粒状性であり、形態的なものとしては、歪や拡大などにまとめることができる。

X線像の品位を論じるには、これらの要因を、一つ一つ点検していき、それらが持つ問題点を主観的な側面、客観的な側面から考えねばならない。

4.2 鮮鋭度に関する問題点

4.2.1 鮮鋭度と解像力

画像の輪郭や細部がどれだけ明瞭に、再現されているかどうかの尺度を一般に鮮鋭度という。鮮鋭度の表示には、これまで多くの方法が用いられてきた^{21)~25)}。なかでも再現の知覚的評価尺度としての解像力と画像のスペクトル伝送の程度を明確に示すレスポンス関数をもっともよく用いられている。

解像力は、細い間隙で相対する細い線がどれだけ分離した像として再現するかどうかで表示する尺度で、分離不能のときの単位長さ当りの細線の数で示す。そして、その測定値は、物理的尺度ではなく、主観的な評価に客観性をもたせた単一尺度であるから工業量であり、使用したテストパターンによって違った値を示す。このことは、解像力の高い系と低い系の画像を比較するとき、鮮鋭さにおいて必ずしも解像力の高い系がすぐれているとは限らないことから明らかである。このような矛盾を解決し物理的に信頼度の高い評価法としてレスポンス関数が電気通信系、光学系から導入された。

4.2.2 レスポンス関数

レスポンス関数は、正弦波チャート像のコントラストとその位相を空間周波数の関数として表わすもので、像のフーリエ・スペクトルの伝達の程度を明確に物理量として示す。一般に optical transfer function, OTF. その絶対値をとり位相を考慮しないときには、Modulation transfer function, MTF という。

Fig. 6 に示すように、空間領域における画像の強度分布をフーリエ変換することによって、空間周波数領域でのスペクトル分布として扱うことができる。もちろんその逆の変換も可能である。

今、被検体の入力強度分布を x' 面上で無限小の拡が

Fig. 6. The relation between space domain and spatial frequency domain.

りを持ったインパルス $\delta(x')$ とし、それが x 面上で線像強度分布 $h(x)$ になったとする（簡略のため一次元関数で扱う） x' 面上に任意の関数 $i(x')$ の入力強度分布をもった被検体があるとき、その像の x 面上の出力強度分布 $i(x)$ は、次のようにコンボリューション積分として表わすことができる。

$$i'(x) = \int_{-\infty}^{\infty} i(x') h(x-x') dx' \quad \dots\dots\dots(1)$$

それぞれの関数をフーリエ変換すれば、

$$\left. \begin{aligned} I'(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} i'(x) \exp\{-j2\pi\omega x\} dx \\ I(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} i(x') \exp\{-j2\pi\omega x'\} dx' \\ H(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} h(x') \exp\{-j2\pi\omega x'\} dx' \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots(2)$$

となり、コンボリューションの定理により、

$$I'(\omega) = I(\omega) \cdot H(\omega) \quad \dots\dots\dots(3)$$

となる。

一般に正規化して、

$$\begin{aligned} H(\omega) &= \frac{\int_{-\infty}^{\infty} h(x') \exp\{-j2\pi\omega x'\} dx'}{\int_{-\infty}^{\infty} h(x') dx'} \\ &= |H(\omega)| \exp\{-j\phi\} \quad \dots\dots\dots(4) \end{aligned}$$

と定義する。 $\phi(\omega)$ は位相のずれを表わす。 $H(\omega)$ は、その系のそれぞれの周波数についてどれだけ像の再現ができるかの能力を、一義的に示す尺度といえる。

4.2.3 レスポンス関数の特徴

第一に、X線像の画像システムの全体の MTF が、X線管焦点、被検体、増感紙、フィルムなどの各構成要素の MTF のカスケードによって簡単に測定し、計算ができる。第二に、フィルムの現像効果や観察時の視覚対比などのように非線形の場合でも問題はあるけれどもその効果がある程度表示できる。第三に、解像限界にいたるまでの空間周波数に対するコントラストの動向が全体として評価できる。第四に、知覚的な評価である鮮鋭さ Q_s との間には、次の関係がある。

$$\left. \begin{aligned} Q_s &= f[H(\omega)] \\ \text{あるいは、} \\ Q_s &= f[H(\omega), B(\omega)] \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots(5)$$

但し、 $B(\omega)$ は眼のレスポンス関数、

4.2.4 X線撮影系のレスポンス関数の一例

Fig. 7 は、撮影系の各要素の MTF の 2, 3 の例を示したものである²⁶⁾。

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

Fig. 7. Modulation transfer functions of radiographic systems.

4.2.5 レスポンス関数の評価の尺度

(1) 特定の MTF 値 ($0.8 \approx -3 \text{ dB}$, $0.5 \approx -6 \text{ dB}$) に対する空間周波数²⁷⁾. (2) 特定の空間周波数における MTF 値²⁸⁾. (3) MTF の積分値. をもって表示する. とくに積分値を用いる方法は,

$$Q = \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega) d\omega \quad \dots\dots\dots(6)$$

$$N = \int_{-\infty}^{\infty} [H(\omega)]^2 d\omega \quad \dots\dots\dots(7)$$

$$V = \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega) \cdot B(\omega) d\omega / \int_{-\infty}^{\infty} B(\omega) d\omega \quad \dots\dots\dots(8)$$

で示される. ここで, Q は Stvehl の definitions helling-keir に比例する量である. N は MTF の 2 乗積分値で, 等価帯域幅が求められるという考え方のものである²⁹⁾. V はいわゆる information volume と呼ばれるもので, 眼の MTF である $B(\omega)$ を考慮して, 心理物理的尺度としたものである³⁰⁾.

4.2.6 レスポンス関数の問題点

(1) 視覚系を含めた MTF の単一尺度の評価が理論的に提唱されているが, 眼の MTF のとり方が複雑で, 臨床的に適用が容易でない³¹⁾. (2) すぐれた MTF の系で記録された画像であっても, 認知の段階で必ずしもよい画像とはいえないことがある. とくに, 低いコントラスト領域での粒状陰影に適確な評価が下せない. (3) フィルムを用いたときに非線形の影響があり, 評価に問題がある.

4.3 コントラストに関する問題点

4.3.1 階調

X線像の2つの部分のコントラストは, その2つの部分の写真濃度の差で表わす. この濃度の変化がどのように伝達されるかはX線像の評価にとってもっとも基本的

なものである.

X線照射量の数値の変化 ($\Delta \log I$) と写真濃度の変化 (ΔD) の関係は, 特性曲線あるいは, H-D 曲線で定義される. この特性曲線の直線部の傾斜の程度を階調といい, ガンマ γ で表わす.

調子再現の客観的評価の尺度 Q_G は, このガンマの関数であると考えられる.

$$Q_G = f(\gamma) = f\left(\frac{\Delta D}{\Delta \log I}\right) \quad \dots\dots\dots(9)$$

4.3.2 調子の再現特性

被検体の情報が, 各種伝達系を通り抜けX線像になるときのX線強度, 光の強度の変化から, 視覚にいたるまでの入力と出力の関係を調子再現特性という. 物理的に写真濃度とX線強度の対応をみるときは, 客観的調子再現といい, 人の視覚までふくめて扱うときには主観的調子再現という.

Jones の調子再現の図解法³²⁾にしたがって, さきに述べたX線像の画像システムの調子再現のダイアグラムを画いてみると, Fig. 8 のようになる. 被検体はX線照射を受けることにより物質分布からX線強度分布になる. このときの特性は近似的に指数関数で表わされる. つぎに, X線強度分布は増感紙によって, 光強度分布に変換される. この部分での特性は直線性として扱うことができる. そして, 濃度分布に変換される. このときの光強度分布は, γ を指数とする透過率分布となる. 最終的には, Weber-Fechner の法則が適用されるとすれば, 肉眼

Fig. 8. Diagram of objective tone reproduction.

Fig. 9. Subjective tone reproduction.

という視覚特性によって、対数関数で与えられる。ここで、最初の物質分布と最終過程の知覚量との間に対応ができる。

以上の4つのステージには、それぞれ雑音とボケが入りこみ、像の再現の程度を左右することから、ここに調子再現特性とMTFとの間に関係が生じる。

主観的調子再現は、X線像の場合には、最終像として検出、認知をする段階で問題になる (Fig. 9)。それは、観察者内部に蓄積されている記憶や経験が生理的心理的に与える感覚と、像を観察する条件によって左右される。視覚系の条件を加えたときの調子再現の尺度を Q_t とすれば、

$$Q_t = f(r, r_a, r_b) \quad \dots\dots\dots(10)$$

の関係がある。 r_a は視覚系の階調度、 r_b は観察条件による階調度である。

一般に、像のガンマが、1.0より大きければ見かけの鮮鋭さがよいと判断される。これは被写体コントラストが、X線像コントラストに大きく関与するからである。逆に階調が1.0より小さければ、被写体コントラストはX線像コントラストにあまり影響を受けないので見かけの鮮鋭さは悪くなる。

4.3.3 コントラストについての問題点

(1) 特性曲線は像情報を再現するための特性を示す一つの尺度であるが、X線像の場合には、X線質に対する変化が複雑なため、実用的には補正などの面倒な操作が必要となる。(2) 調子再現特性を定めていく過程で、それぞれの系におけるMTFとの関係を明確にしなければならぬが、直線性、非直線性の問題があり、その上、粒状性が関わってくるので簡単には特定できない。(3) 調子がゆるやかであるとか、コントラストが良いとかの視覚上の印象と、物理的尺度としての階調度とは、必ずしも相関しない。

4.4 粒状性に関する問題点

4.4.1 粒 状 性

一様にX線照射をし、現像処理したX線像を拡大してみると、黒化した銀粒子が三次元にランダム分布した粒状構造がみえる。これは光学系でいう一種の雑音であり一面ざらついた感じをあたえる。このざらつきの性質を一般に粒状性という。

Fig. 10 は、粒状の程度を概観するためのマイクロデシット・メータでの写真濃度の変動図である。X線写真

Fig. 10. Schematic illustration of density fluctuations resulting from the use of the various screen-film combinations.

像における粒状性は、よく知られているように増感紙や蛍光板の構造上のモトル、X線量子の統計的ゆらぎによるモトル、および、フィルムの粒状性の3つの因子から構成される³³⁾。

4.4.2 心理的粒状性と物理的粒状性

心理的粒状性は粒状模様を肉眼で観察するとき、ざらつきを感じさせる性質をいい、その程度を示す値は心理的な量である。X線写真では、一定試料照明の粒状性として表現される。それは試料の濃度の変動と粒状性の関係において、濃度が0.3から0.6前後において極大値をもつ特性を示す。そして、シャウカステンの輝度が高いほど粒状は目だってくる³⁴⁾。

物理的粒状性は、粒状性のある限られた範囲での濃度の変動や黒化銀粒子の散光特性など客観的に測定するときの性質をいう。その測定値は物理量を示す。表示方法としては、変動を統計的に扱う自己相関関数、それをフーリエ変換して得られるウィナ・スペクトル、および、RMS粒状性が用いられる。

いま、粒状模様を示す分布 $f(x, y)$ があれば、空間領域での自己相関関数 $\phi(\tau, \eta)$ は、次のようになる。

$$\phi(\tau, \eta) = \lim_{\substack{X \rightarrow \infty \\ Y \rightarrow \infty}} \frac{1}{4XY} \int_{-Y}^Y \int_{-X}^X f(x, y) f(x+\tau, y+\eta) dx dy \quad \dots\dots(11)$$

ただし、 τ, η は相関距離

ウィナ・スペクトル $W(u, \nu)$ は、自己相関関数のフーリエ変換で与えられるから、

$$W(u, \nu) = \iint_{-\infty}^{\infty} \phi(\tau, \eta) \exp\{-2\pi j(\tau u + \eta \nu)\} d\tau d\eta \quad \dots(12)$$

ただし、 u, ν は x, y 方向の空間周波数と定義される。

4.4.3 ウィナ・スペクトルの特徴

(1) ウィナ・スペクトルと自己相関関数は、数学的意味が等しく、相互に交換が可能である。X線像のように、

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

粒状性が増感紙, フィルムなどいくつかの系によって伝達されるとき, 周波数領域でのウィナ・スペクトルは合理的な表示法である. (2) ある粒状模様 $f_1(x, y)$ が, ある線像分布 $h(x, y)$ をもつた系を通して, $f_2(x, y)$ の粒状模様に変化したとすれば, その系が線形, 定常性の場合, ウィナ・スペクトルは次のように示される.

$$W_2(u, v) = |H(u, v)|^2 W_1(u, v) \quad \dots\dots\dots (13)$$

ここで, $W_1(u, v)$ は $f_1(x, y)$ の, $W_2(u, v)$ は $f_2(x, y)$ のウィナ・スペクトルを示し, $H(u, v)$ は, その系のMTFである.

この(13)式の意味は, 伝達系の MTF がわかっていれば, その2乗値と, 最初の系のウィナ・スペクトルの積を計算すれば, 通過後のウィナ・スペクトルがわかる. つまり, 粒状性の伝達を空間周波数領域で表現したものである. (3) 濃度変動の標準偏差を σ とすれば, 自己相関関数とウィナ・スペクトルとの間には, 次の関係がある.

$$\sigma^2 = \phi(0, 0) = \iint_{-\infty}^{\infty} W(u, v) du dv \quad \dots\dots\dots (14)$$

(14)式は, 自己相関関数の相関距離が0, 原点のところで, 自己相関関数の値はウィナ・スペクトルを囲む面積に等しいことを意味している. そして, σ の2乗値 (分散) に対応している. (4) 感覚量を基準化するための心理物理的粒状性が定義できる. いま肉眼の MTF を $B(u, v)$ とし, 心理物理的粒状性を G とすれば,

$$G = \iint_{-\infty}^{\infty} [B(u, v)]^2 \cdot W(u, v) du dv \quad \dots\dots\dots (15)$$

となる.

4.4.4 粒状性についての問題点

(1) 粒状性は, 現像処理の条件, 測定時の写真濃度によって, その値を異にするから, 調子再現特性との関係から, これらの条件を特定する必要がある. (2) ウィナ・スペクトルが, 粒状性の物理的特性を完全に表示するとしても, 測定が容易がなく, その上, 測定時の条件によって値が違ってくることがある. (3) 自己相関関数からフーリエ変換するとき, 変換系に多くの誤差が入り, 測定値の精度を低下させることがある. (4) 粒状性の評価尺度として, 比較的簡単に測定でき, 心理的粒状性にも良い相関を示す RMS (root mean square) 粒状性については, その測定法によって値が変てくることがある. Fig. 11 は, 代表的な希土類元素増感紙のウィナ・スペクトルと RMS 粒状性を示したものである. 濃度は, 0.68~0.74, 1.07~1.29 の範囲で, アパチュアの大きさを A の場合は 50μ , B は $2.5 \times 250 \mu$ にしたときのそ

Fig. 11. The relation between Wiener spectrum and RMS granularity A (50μ), B ($2.5 \times 250 \mu$).

れぞれの測定値を示した. 有意の差がみられる.

4.5 小 括

X線像の品位に関する問題点について検討と考察を加えた.

- 1) 画像が何を目的にして撮影されたかをまず明らかにし, その目的に沿った評価法を考える必要がある.
- 2) 画像の最終的な機能は, 診断の目的に直接結びつくため, 観察者の知覚過程と意志決定過程に対しては, 「見る」能力と「読む」能力が基本となる.
- 3) 評価する上での各種要因が, 心理的側面と物理的側面から構成され, それぞれ, 主観評価, 客観評価に対応と共有の関係にある.
- 4) 評価の定量的扱いのためには, 物理的側面と心理的側面を同時に考慮する必要がある.
- 5) 物理的側面としてのレスポンス関数やウィナ・スペクトルなどは, その測定の方法や評価については一定の水準にきているが, それらと心理的側面との対応は, 今日なお未解決である. 画像の評価には, レスポンス関数

Fig. 12. The correspondence to psychological elements and physical elements.

やウィナ・スペクトルの適用だけでは不充分であることが明確になった。Fig. 12 に以上の関係を図示した。

6) 心理的要因が、視覚を通過することで、数理心理学的評価に結びつく。このことが、画像の最終目的である診断という医師の主観評価を客観的に判断させる一つの方法論になり得ると考える。

5. 数理心理学的評価 の 2, 3 の実験

数理心理学は、心理学的な各種現象を表現するために、情報理論、ゲーム理論、統計的決定理論などの数学モデルを用いて、物理的入力と感覚的（心理的）出力の関係を明らかにしようとするものである。

いま、画像を観察し、判断をするという、ある一定の刺激を与えたとき、個人の反応は、それぞれ判断していく過程の確率的な変動で求められる。たとえば、A;「読影価値が高い」B;「読影に支障なし」C;「かろうじて読影可能」D;「読影不能」E;「全く読影不能」という数段階に順序づけられた判断の両極性カテゴリにおいて、その心理的反応は一般に正規分布を示すと予想される。Fig. 13は結核予防会が調査した保健所での間接フィルムの評価データ³⁵⁾からグラフ化したもので、縦軸には頻度、横

Fig. 13. Information quality and quality of adio-photographed film and its value at diagnosis.

(a)

(b)

Fig. 14. Burger's phantom (a) and Application of Burger's Phantom (b) (adapted from Yamashita³⁷⁾).

軸には系列をとっている。明らかに正規性がある。

5.1 バーガ・ファントムによる評価

バーガ・ファントムは、深さと直径がそれぞれ異なった多数の小陥凹を持つチャートである³⁶⁾。このチャートを測定しようとする系で撮影し、陥凹陰影の認知の範囲を主観的に定めようとするものである。この方法では、たんに識別可能域を定めるだけでなく、その区域の陥凹の深さ(h)、直径(d)から容積を算出しておき、その逆数値(1/V)で評価することができる。Fig. 14は、各種測定結果の一例である³⁷⁾。このようにすれば心理的な反応は、数値としての扱いが可能となる。

5.2 系列範ちゅう法による評価³⁸⁾³⁹⁾

この心理学的方法は、尺度構成法に属するものである。心理的説明因子として、鮮鋭さ、調子のよさ、粒状性、などと、画像全体から受ける主観的印象としての総合画質との間にどのような相関があるかを心理測定したものである。

観察者に刺激 S_i が与えられて、その反応が a 番目のカテゴリに属するものと評定したときの心理量を R_i とすれば、カテゴリの判断は次式で示される⁴⁰⁾。

$$\bar{t}_a - \bar{R}_i = Z_{ia} \sqrt{\sigma_a^2 + \sigma_i^2 - 2\sigma_{ia}} \quad \dots\dots\dots (10)$$

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

Fig. 15. Correlational diagrams right side: "stomach" image
left side: "head" image (a: sharpness, b: contrast,
c: graininess)

5.2.1 実験の方法

4種類の増感紙 (FS, MS, HS, New SS) と2種類のフィルム (Y, QS タイプ) を用いて各組合せで各50枚の試料画像を作った。ファントムとしては、乾燥頭蓋、胃ファントムを用いた。観察者としては、放射線医を含めて9名で行なった。評定の説明因子は、コントラスト、鮮鋭さ、粒状性、の3因子とし、系列値は、非常によい

+2, よい+1, 普通0, 悪い-1, 非常に悪い-2とした。

5.2.2 結果

Fig. 15 はその結果から求めた相関図である。いずれも強い相関がみられる。右側が頭蓋、左側が胃ファントムを示す。

Table 1 は相関係数を示す。また、各因子が、総合画質にどのように寄与しているかを重回帰式より「重み」を求めた。

$$Q_M = 0.309Q_c + 0.382Q_s + 0.358Q_g + 0.08 \dots (17)$$

$$Q_H = 0.306Q_c + 0.348Q_s + 0.369Q_g - 0.07 \dots (18)$$

Q_M は「胃」、 Q_H は「頭蓋」、 Q_c はコントラスト、 Q_s は鮮鋭さ、 Q_g は粒状性を示す。

5.2.3 考察

1) いずれも正の高い直線相関がある。

2) 粒状性が総合画質に0.8以上の相関があった。これは、「重み」づけからも明らかである。

3) 「胃」では、粘膜像の太い線に関心が集まった。

4) 「頭蓋」では、細い骨梁、細い線状陰影に関心が集まった。

5) MTF のよい画像が必ずしも総合画質によい相関を示すとはいえない。

以上のことから心理的粒状性が、画像の品位としての画質に大きく関与したことがわかった。

5.3 ROC 曲線による画像の評価^{(41)~(43)}

ROC 曲線は、受信者動作特性曲線 (receiver operating characteristic curve) といわれるもので、1950年代の初めに Peterson, Tanner らが、雑音のなかから弱い信号を検出する理論である信号検出理論を、人間の知覚過程に対応させた実験を行ない、観察者を知覚能力の面と、反応に対する評価の面とに分離し、そのための規範的基準を示したことに始まる。X線診断系では、Goodenough, Rossmann らの2, 3 の実

Table 1. The result by the method of successive categories. (Correlation coefficients of stomach, head image)

「胃」:

	総合評価	鮮 鋭 さ	コントラスト
鮮 鋭 さ	0.754	—	—
コントラスト	0.738	0.681	—
粒 状 性	0.813	0.829	0.733

「頭蓋」:

	総合評価	鮮 鋭 さ	コントラスト
鮮 鋭 さ	0.858	—	—
コントラスト	0.795	0.775	—
粒 状 性	0.804	0.718	0.649

験がある^{44)~48)}.

5.3.1 刺激—反応行列

Fig. 16 は、刺激—反応行列を示したものである。信号(s)か、雑音(n)のみかのどちらかの刺激を与えて、その応答の仕方によって、4つの組み合わせができる。そのなかで、信号が示されて、正しく yes(S) と答える条件つき確率を、ヒット (Hit, true positive) といい、 $P(S|s)$ で示す。また、雑音のみが示されて、誤って yes(S) と答える条件つき確率を、虚報 (False-Alarm, false positive) といい、 $P(S|n)$ で示す。この $P(S|s)$ と $P(S|n)$ を一対として求めておき、観察者自身が決定基準を種々に変化させることで、その変化の状況に応じた、観察者の反応が表われる。

いま、Fig. 17(a) に示すように、信号の分布 $f(x|s)$ 、雑音の分布 $f(x|n)$ が、前もってわかっていて、正規分布で与えられるとすれば、観察者がみずから、決定基準 X_c を変化させることで、 $P(S|s)$ 、 $P(S|n)$ が相対的に変化していく。そこで、 X_c の変化に対応した $P(S|s)$ と $P(S|n)$ を Fig. 17(b) のようにプロットすれば ROC 曲線が得られる。ROC 曲線は、観察者の反応を情報として表現したものであるといえる。

		〔反 応〕	
		肯定(S)	否定(N)
〔刺 信号(s)	ヒ ッ ト	ミ ス	
	$P(S s)$	$P(N s)$	
〔戟 雑音(n)	虚 報	正しい否定	
	$P(S n)$	$P(N n)$	
		$P(S s) + P(N s) = 1$	
		$P(S n) + P(N n) = 1$	

Fig. 16. Stimulus-response matrix.

Fig. 17. Illustration for frequency distribution of noise ($f(X|n)$) and noise plus signal ($f(X|s)$) cases as a function of X_c parameter(a). The ROC curve(b).

5.3.2 評定実験

ROC 曲線を求めるのに、yes-no 手続きによる方法と評定手続きによる方法があるが、X線像の場合には、後者による実験が適当である。Table 2 は、その方法を示したものである。評定の系列は I から V までの 5 段階の両極性カテゴリを用いる。第一行の $T(S|s)$ は、信号が示されたときの各カテゴリで選択された数、 $T(S|i)$ は第 V のカテゴリから順次その数を累積していった累積度数、 $P(S|s)$ は、累積度数を信号の数で割ったもので、ヒットを示す。noise の欄も同様に計算する。

5.3.3 ROC 曲線の評価

X線像の場合には、信号の分布と雑音の分布の分散が違うから、感受性の測定としては $d'e$ で示す。(Fig. 18) 図のように、両正規確率紙にプロットすると、正の対角線と平行とはならない。 $d'e$ は Q 点における Z_n と Z_s ス

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

Table 2. Calculations based on data obtained by the rating experiment.

categories		rating response					
		I	II	III	IV	V	
signal puls noise	$T(S s)$	$T(I s)$	$T(II s)$	$T(III s)$	$T(IV s)$	$T(V s)$	$= T(Si s)/T(s)$
	$T(Si s)$	$T\left(\frac{I+II+III+IV+V}{s}\right)$	$T\left(\frac{II+III+IV+V}{s}\right)$	$T\left(\frac{III+IV+V}{s}\right)$	$T(IV+V s)$	$T(V s)$	
	$P(S s)$	$P(I s)$	$P(II s)$	$P(III s)$	$P(IV s)$	$P(V s)$	
noise	$T(S n)$	$T(I n)$	$T(II n)$	$T(III n)$	$T(IV n)$	$T(V n)$	$= T(Si n)/T(n)$
	$T(Si n)$	$T\left(\frac{I+II+III+IV+V}{n}\right)$	$T\left(\frac{II+III+IV+V}{n}\right)$	$T\left(\frac{III+IV+V}{n}\right)$	$T(IV+V n)$	$T(V n)$	
	$P(S n)$	$P(I n)$	$P(II n)$	$P(III n)$	$P(IV n)$	$P(V n)$

Fig. 18. ROC curve for the unequal variance Gaussian case plotted on double-probability paper.

ケールの和で与えられる。

また、情報理論における不確定性の考え方を導入して信号が存在するか、存在しないかの動向を、最大情報量 $I_{\max}$ で評価する方法がある。いま、事象 X は刺激を、事象 Y は反応を示すとすれば、Fig. 19 のような関係がある。そして、 $I_{\max}$ は、 Y の不確定度 $H(Y)$ から、 $H(Y|X)$ を差し引いた形で与えられる。 $H(Y|X)$ は、 X が示されたときの Y の条件つき不確定度である。

5.3.4 ROC 曲線による放射線受光系の評価⁴²⁾⁴⁸⁾

(1) 実験の方法 (Table 3)

微小信号として、アクリル樹脂製の 2 mmφ のビーズ

Fig. 19. Maximum image information content, and illustrate the method of calculation.

玉と、アクリル樹脂板 (2.1 mm 厚) にあけた 2 mmφ の空洞を用いた。ビーズ玉は不透過の信号であり、空洞は透過の信号である。試料画像は、増感紙、フィルムの組合せ 5 種類における各組合せごとに 100 枚宛作製し、雑音のみの像 100 枚と合わせた 200 枚を一組として評定実験により ROC 曲線を求めた。

観察者は、放射線医 2, 放射線技師 3, 学生 4, である。

(2) 結果

Fig. 20 は、ROC 曲線の一例で、放射線医 A と、学生 F の場合を示した。A の方が、曲線は全体に左上に寄っている。これは、それだけ検出能がすぐれていることを意味する。また、各組合せの検出能の順位は、両者ともほとんど変わらない。この傾向は、他の観察者でも同じである。このことは、各組合せの特性の順位がほぼ正しく

Table 3. Experimental parameters.

screen-film combination	signal		mAs	rel. sensitivity	rel. MTF (integral vol.)
	bead	cavity			
FS + Y	a	a'	10	100	100
FS + Qs	b	b'	8	125	97.5
HS + Y	c	c'	3.5	290	89.7
HS + Qs	d	d'	2.3	435	77.8
LH + Y	e	e'	3.3	300	98.9
LH + Qs	f	f'	2.3	435	87.3
GTS + QSO	g	g'	1.3	770	89.4
GTH + QSO	h	h'	0.67	1,500	80.2

tube voltage; 80 kV FFD; 150 cm
added filtration; 5 mmAl plus 0.5 mmCu
processing; M5-AN X-Omat 32°C 3'.30"
average density; 0.65±0.05

表現されているものと考えられる。

Table 4 は, $I_{\max}$ を示した。Fig. 21 は, $I_{\max}$ と相対的感度比の関係をグラフにしたものである。

(3) 考察

1) LH-II の組合せは, 平均して検出能がすぐれていた。

Table 4. The result by the maximum image information content ($I_{\max}$)

		observers (bit)						average
		A	B	C	D	E	F	
FS + Y	a	0.92	0.89	0.88	0.91	0.88	0.89	0.90
	a'	0.93	0.90	0.89	0.89	0.89	0.90	0.90
FS + Qs	b	0.90	0.90	0.90	0.61	0.89	0.85	0.84
	b'	0.89	0.90	0.90	0.89	0.91	0.88	0.90
HS + Y	c	0.87	0.89	0.89	0.85	0.88	0.89	0.88
	c'	0.89	0.90	0.88	0.90	0.90	0.89	0.89
HS + Qs	d	0.27	0.19	0.19	0.54	0.09	0.16	0.24
	d'	0.71	0.30	0.67	0.89	0.67	0.31	0.59
LH II + Y	e	0.90	0.87	0.86	0.91	0.85	0.89	0.88
	e'	0.90	0.89	0.88	0.92	0.80	0.90	0.88
LH II + Qs	f	0.46	0.40	0.44	0.69	0.48	0.40	0.48
	f'	0.52	0.71	0.80	0.89	0.76	0.47	0.69
GTS + QSO	g	0.20	0.27	0.30	0.22	0.14	0.07	0.20
	g'	0.60	0.50	0.76	0.34	0.42	0.24	0.48
GTH + QSO	h	0.13	0.07	0.04	0.04	0.05	0.04	0.06
	h'	0.33	0.14	0.27	0.14	0.19	0.10	0.20

Fig. 20. ROC curves representing observer A: radiologist, observer F: college of biomedical technology's students.

希土類元素増感紙 GTS, GTH はいずれも検出能は悪い。また QS タイプのフィルムを組合せたとき, 検出能は低下した。

2) $I_{\max}$ では, 具体的に評価ができ, 検出能の良い悪しが, 明確になる。観察者 A は全体にバラツキが少なく, 観察者としては, 最高であった。A は経験10数年の放射線医である。

3) $I_{\max}$ と相対的感度比の関係では, ビーズ像の場合(実線), 空洞像の場合(点線) いずれも感度の上昇とともに $I_{\max}$ は低下する。そして, ビーズ像のほうが $I_{\max}$ が低いことがわかる。とくに, 感度比が400以上になると, 急激に低下していることは特徴的である。

4) 全体として, 空洞像の方が検出能はすぐれている。これは, 像の陰影(視標)が背景の明るさより暗いため, 視覚の特性から見易くなったのであろう。またビーズ像では粒状模様の対比に, その陰影の大きさが合致したため見難くなったと考えられる。

5.3.5 ROC 曲線による実験例

Fig. 22 は, G4 と RXO の組合せ (G-4 システム) と Lanex とオルソ G-1 の組合せ (Lanex システム) を比較したものである⁴⁹⁾⁵⁰⁾。増感紙の感度は Lanex が高く, フィルムの感度は RXO のほうが高い。しかし, 総合した感度は両者ともほぼ同じ程度となる。RMS 粒状性は, Lanex システムの方がいくらか良い。ROC 曲線では, Lanex システムの方が検出能がよい。 $I_{\max}$ で3.5 倍程度すぐれている。しかし, MTF で比較してみる

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

Fig. 21. Relationship between the $I_{\max}$ and the ratio of the sensitivity of screen-film combinations.

Fig. 22. The relation between G-4 system and Lanex system with ROC curves, MTFs and RMS granularity.

Fig. 23. ROC curves and $I_{\max}$ for microfilm systems.

と、G-4 システムの方が特性はすぐれている。このことは、増感紙の感度を上げ、フィルム感度は下げるという受光系のシステムが、粒状性の点からみても、妥当であることを意味している。

Fig. 23 は、マイクロフィルム・システムを ROC 曲線で検討したものである⁵¹⁾。マイクロビューアの拡大率を 19 倍にしたときの方が約 50% すぐれた結果を示している。

5.4 小 括

- 1) 主観的ないくつかの要因による心理的評価と客観的ないくつかの要因による物理的な評価を総合的に評価する上で、数理心理学的方法是妥当性があると思われる。
- 2) 診断という複雑な主観的因子が関与する場合には、未解決な問題がまだ多くあり、評価の結果を一義的に物理的な面と関連させることは危険である。この点、こんごの研究がのぞまれる。
- 3) 具体的にみれば、線状陰影の場合には MTF によって評価はきまり、粒状陰影の場合には、ウィナ・スペクトルによって左右されることが、数理心理学的评价法で明らかになった。
- 4) 心理実験は、その性質上手間と労力が必要以上に負担となる。こんごの点を簡易化していく必要がある。
- 5) バーガ・ファントムによる心理実験は ROC 曲線との対応を考える上で、さらに検討の必要がある。信号の大きさを連続的に変化させることが可能であるという特徴を生かして、研究を重ねたい。

6. 総 括

- 1) X線像の構造を、像評価の立場で明らかにし、画像の意味と、変換系、伝達系のあり方を検討した。
- 2) 合理的で妥当な X線像の画像システムのモデルを提案し、これを基礎にして、画像評価を総合的に行なう必要を検討した。
- 3) 画像の品位としての画質の評価の問題点を、一つ一つ検討し、各要因や因子の関係を、主観的、客観的な立場から心理的な面、物理的な面をふまえて明らかにした。こんごの検討と討論のための問題提起としたい。
- 4) 数理心理学的手法によって、2, 3 の実験を行ない検討と考察を加え、定量的扱いの可能性を

論じた。そして一つの視点と考え方を提示した。

5) 本来、画像の品位を評価することは、その画像を形成するシステムの改良、改善につながらねばならない。この点を見落した像評価は、その目的を誤らせることになるだろう。

7. 謝 辞

本報告は過去10数年にわたり、大阪大学病院中央放射線部において、実験と研究を重ねたものの総括である。この間、指導と助言をいただいた先生方に名前を付して、厚く御礼と感謝を申しあげる。

大阪大学名誉教授	立入 弘博士
大阪大学教授	重松 康博士
国立循環器病センター放射線部長	小塚隆弘博士
大阪府立成人病センター技師長	二宮 馨先生
日立メディコ株式会社主任技師	遠藤俊夫先生
国立循環器病センター技師長	渠組一男先生

とくに立入弘先生には、本報告をまとめるにあたり、X線像を読影する医師の論理構造について多くの貴重な助言と、研究をすすめるための具体的な方法論、励しの言葉をいただいた。また、実験の方法から理論の構築にいたるまで、労をいとわず懇切に指導と助言をいただいた恩師岐阜大学教授 内田 勝博士、討論や資料作製

実験への積極的協力をいただいた、国立循環器病センター 若松孝司副技師長、大阪大学病院長畑 弘主任技師、片桐敏男技官、橋本 貴技官に心から感謝の意を表する。そして、心よく実験と研究の場を与えて下さり、側面から援助をしていただいた、大阪大学病院中央放射線部 森 嘉信技師長ほか、多くの技師諸兄に厚く御礼を申しあげる。また、沢山の試料の計測をしていただいた富士フィルムの高野正雄課長、小西六感材技術研究所の各位に感謝申しあげる。

本報告の機会を与えて下さった第33回総会光田秀雄学会長ほか、役員の方々に心から御礼を申しあげる。

文 献

- 1) 佐柳和男, 井上英一, 編: 印字工学 I, 25-34, 共立出版, 昭50.
- 2) 樋渡潤二, 青木昌治, 滝 保夫, 編: 画像工学, 1-35, コロナ社, 昭48.
- 3) 宮川 洋, 渡部 勲, 編: 画像エレクトロニクス概論, 1-15, 昭50.
- 4) Rossmann, K.: Effect of quantum mottle and modulation transfer on measurement of radiographic

image quality. [In] Diagnostic Radiologic Instrumentation, ed by R. D. Moseley and J. H. Rust. Springfield, Ill, Thomas, 1965.

- 5) 小塚隆弘: X線写真の画質, 日放技学誌, 34(4), 349-354, 1975.
- 6) Shannon, C. E.: A Mathematical theory of communication, Bell Sys. Tech. Jour., 27, 379-627.
- 7) Fano, R. M.: Transmission of information, MIT Press, 1961.
- 8) 2), 6.
- 9) 藤尾 孝: 色彩画像情報とその伝送, テレビ誌, 26, 11, 1972.
- 10) 福島邦彦: 1) 285.
- 11) Ter-Pogossian, M. M. (柄川 順, 竹中栄一, 訳): 放射線診断の物理, 朝食書店, 1970.
- 12) Herz, R. H.: The Photographic action of ionizing radiations. 312-352, 1969. Wiley-Interscience. John Wiley & Sons, Inc.
- 13) Seemann, H. E.: Physical and photographic principles of medical radiography. Miley-Interscience. John Wiley. & Sons, Inc., 37-40, 1968.
- 14) 菅原 務, 中村 実: X線撮影と散乱線, 三田屋製作所, 86-168, 1963.
- 15) 高野正雄: X線写真像の画質, 評価法と要因の解析 その1, 富士X-レイ研究, No. 101, 12-17, 1973.
- 16) 佐柳和男: 放射線像の研究第1巻, RII 研究会, 25-26, 1965.
- 17) 津田元久: X線像の像質について, 島津評論, 19(4), 5-18, 1962.
- 18) 立入 弘, 山下一也, 速水昭宗, 編: 診療放射線技術, 南江堂, 250-251, 1975.
- 19) 林 周二: X線写真像示限の限界, 日放技学誌, 17(3), 1961.
- 20) Johns, H. E., Cunningham, J. R.: The physics of radiology, Springfield, Ill., 580-647, 1953 (Third edition, Second printing, 1971).
- 21) Heilbron: Fortshr. Röntgenstr. 54, Konger, H., 1936.
- 22) Nitka, H.: Phys. Zeits., 39, 439, 1938.
- 23) Rudinger, G., Spiegler, G.: Fortschr. Röntgenstr., 57, 56, 1938.
- 24) Burger, G. C. E.: Phantom tests with x-ray. Philips tech. review, 11(7), 1949.
- 25) 内田 勝: 研究論文別刷集 (自家製), 1969.

X線像の画質評価の問題点とその展開 (山下)

- 26) 立入 弘, 編: 診療放射線技術指針, 南江堂.
- 27) Hopkins, H. H.: The aberration permissible in optical systems, Proc. Phys. Soc., B70, 449, 1957. [111], (No. 32).
- 28) レンズ性能研究委員会編: 写真レンズとレスポンス関数, JCRA circular, 1, 56, 1961.
- 29) Schade, O. H.: A new system of measuring and specifying image definition, NBS circular, 231, 1954 (No. 526).
- 30) 佐柳和男: 写真レンズの Information volume. IV. 球面収差と response function. 応用物理, 25, 449, 1956.
- 31) Rossmann, K.: Modulation transfer function of radiographic systems using fluorescent screen. J. Opt. Soc. Amer., 52, 774, 1962.
- 32) Jones, L. A.: J. Franklin Inst, 190, 30, 1920.
- 33) Rossmann, K.: Spatial fluctuations of x-ray quanta and the recording of radiographic mottle. Amer. J. Roentgen, 90, 864, 1963.
- 34) 大上進吾: 写真材料の粒状性, 写真, 22 (38), 91, 1959.
- 35) 御園生圭輔: 保健所における間接フィルムの評価 (1967), 結核および呼吸器疾患文献の抄録速報, 19 (10), 1967.
- 36) 24) .
- 37) 山下一也, 他: X線撮影に関する二, 三の考察, 日放技学誌, 14(4), 1958.
- 38) 山下一也, 他: 系列範ちゅう法によるX線像の画質評価, 日放技学誌, 32(6), 560-565, 1977.
- 39) 山下一也, 他: 系列範ちゅう法によるX線像の主観的評価, 大阪大学医療技術短期大学部研究紀要, (自然科学・医療科学編, 第4輯), 59-68, 1977.
- 40) 田中良久, 編: 講座心理学第2巻, 計量心理学, 162-165, 東京大学出版会, 1975.
- 41) 山下一也, 若松孝司: 信号検出理論のX線撮影系への適用, 日放技学誌, 33(2), 111-117, 1977.
- 42) 山下一也, 他: ROC 曲線による増感紙-フィルム系の評価, 日放技学誌, 33(2), 156-160, 1977.
- 43) Green, D. M., Swets, J. A.: Signal detection theory and psychophysics, 1-116, 1966. (reprint 1974), Robert, Krieger Publishing Company Huntington. New York.
- 44) Goodenough, D. J., Rossmann, K., Lusted, L. B.: Radiographic applications of receiver operating characteristic(ROC) curves, Radiology, 110, 89-95, 1974.
- 45) Goodenough, D. J., Rossmann, K., Lusted, L. B.: Radiographic applications of signal detection theory. Radiology, 105, 199-200, 1972.
- 46) Metz, C. E., Goodenough, D. J., Rossmann, K.: Evaluation of receiver operating characteristic curve data in terms of information theory, with applications in radiography. Radiology, 109, 297-303, 1973.
- 47) 飯沼 武, 遠藤真広, 梅垣洋一郎: 読影過程を含むX線診断系の定量的評価 (ROC 曲線と情報理論による試み), 医用電子と生体工学, 14(3), 200-205, 1976.
- 48) 山下一也, 他: ROC 曲線によるフィルム-増感紙系の評価, 放射線像研究, 6(1), 30-35, 1976.
- 49) 若松孝司, 山下一也, 他: 希土類増感紙システムの血管撮影への適用について (第4回放射線技術シンポジウム), 日放技学誌, 32(6), 610-615, 1977.
- 50) 長畑 弘, 山下一也, 他: ROC 曲線による希土類増感紙の評価, 放射線像研究, 6(3), 104-109, 1976.
- 51) 山下一也, 小塚隆弘, 若松孝司: ROC 曲線によるマイクロフィルムの評価, 日医放学会物理部会, 1976.