



Title	ガンマカメラによるシンチグラムの像形成の過程-量子性からみた図形認識の限界-
Author(s)	光田, 秀雄; 奥村, 寛
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1978, 38(9), p. 879-887
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19096
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

ガンマカメラによるシンチグラムの像形成の過程

— 量子性からみた図形認識の限界 —

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

光 田 秀 雄

長崎大学医学部原爆後障害医療研究施設 放射線生物物理部門

奥 村 寛

(昭和53年 2 月23日 受付)

(昭和53年 3 月23日 最終原稿 受付)

A Process for Image Formation in the Scintigram
with a Gamma-Camera

Hideo Mitsuta

Department of Radiology, Osaka City University Hospital

Yutaka Okumura

Department of Radiation Biophysics, Atomic Disease Institute, Nagasaki University Medical School

Research Code No.: 208

Key Words: Image formation, Recognizability of scintigram, Gamma-camera

The scintigram taken with a gamma-camera may be obtained on a photographic film by the accumulation of spots appearing on the screen of the cathode ray tube at the positions corresponding to those of gamma-photons incident to the detector. The density of spots forming the image of the scintigram is not so large as to allow disregard of statistical nature of the distribution of gamma-photons in studying the process of image formation.

Under the assumption that the gamma-photons will be found in the detector in their normal distribution, an examination was made on the limitation, above which a simple figure may be recognized as such, and the following facts were observed.

A condition wherein a certain simple figure is superimposed on uniform noise is imagined. If the area of the figure is assumed to be "a", the quantum number of the signals contained in that area "N_s", and the average density of noises "N_n/a", the limitation above which this figure is recognizable is mathematically led to the following expression of the relationship:

$$N_s < 4(\sqrt{N_n} + 1).$$

Then, a condition in which an infinitely improved resolution of the gamma-camera is available is experimentally made, and it was ascertained that, referring to the Siemens-star image taken under such a condition, the validity of the abovementioned formula was endorsed in the light of experimental evidences.

1. 緒 言

X線撮影およびシンチグラムにおける情報伝達系の像の形成は量子の集積によつてなされる。その像形成はX線撮影系においては量子直接の作用としての、又は増感紙蛍光体の発光によるフィルム銀粒子の黒化によるものであり、ガンマカメラによるシンチグラムでは検出器に入射した量子に対応して作られる CRT 上の輝点の写真光学的集積によるものである。これらの像についてはそのX線又は γ 線の量子性が像の認識に影響を与える。土井らはX線写真の粒状性の中に占める量子雑音の影響が83~92%にも及ぶとし¹⁾²⁾、高野はほぼ60%以下であると報告している³⁾。X線撮影系における量子密度は 10^4 photons/mm² の order である⁴⁾のに対し、シンチグラムではたかだか 10 photons/mm² 程度の量子密度であるから、シンチグラム像の形成過程を考えるには量子の分布のランダム性を無視することはできない。

情報伝達系の評価に広く用いられて来た MTF (Modulation Transfer Function) は解像力の評価として最適である。一方粒状性または雑音の評価にはウィナーズペクトルが用いられる。これら MTF やウィナーズペクトルは情報伝達系の異なる性質を測定するもので、一方だけでは系全体の評価にはならない。放射線像の情報伝達系の総合的な評価は、金森らの研究^{5)~9)}を除いて数少ない。

我々は、ガンマカメラによるシンチグラムについて、人の眼による像の認識を考慮して量子的に画像形成を解析することを試みた。実験には後述のようにガンマカメラを理想的解像力を持つとみなされる状態として用い、これにより単純な像について量子密度とその像の認識との関係を解析し、更に複雑な像の解析へと発展させようとするものである。

2. 一次元像の形成

簡単のためにまず一次元像の形成過程について考える。

2.1. 信号のみの場合

途中に a という長さの切れ目を持つ直線を考える。その直線は単位長さ当たり平均 n の点 (量

子) で構成されているとする。長さ a の中の点の平均数 N は $N=na$ である。これらの点がポアソン分布をしていれば、 N が x である確率 $P(x)$ は

$$P(x) = e^{-N} N^x / x! \quad \dots\dots (1)$$

である。長さ a という切れ目を認識するためには、直線上の任意の位置で長さ a の中の点の数が 0 である確率 $P(0)$ が十分小さくなければならない。今 $P(0) > 10^{-2}$ とすれば $N > 5$ 、または $P(0) > 10^{-3}$ とすれば $N > 7$ となる。

一方この直線上で長さ a の中の点の数の統計的変動を考えると、 N の標準偏差は \sqrt{N} である。長さ a なる切れ目が識別できる限界を標準偏差の 2 倍として考えると、

$$N - 2\sqrt{N} > 0 \quad \dots\dots (2)$$

より、

$$N > 4 \quad \dots\dots (3)$$

となる。

2.2. 雑音が混在する場合

雑音が混在する場合についても同様に考える。長さ a あたり平均 N_s の点 (量子) で形成された直線が、途中に長さ a なる切れ目をもつているとする。その上に、長さ a あたり平均 N_n という分布をもつ雑音が重つた状態を考える。このような状態で直線中の a なる長さの切れ目が認識される条件は、標準偏差の 2 倍を考えると、

$$N_s + N_n - 2\sqrt{N_s + N_n} > N_n + 2\sqrt{N_n} \quad \dots\dots (4)$$

から

$$N_s > 4(\sqrt{N_n} + 1) \quad \dots\dots (5)$$

となり、 S/N 比 $R (=N_s/N_n)$ は

$$R > \frac{4}{\sqrt{N_n}} + \frac{4}{N_n} \quad \dots\dots (6)$$

である。これらの関係を Fig. 1 に表わした。長さ a なる切れ目を認識するには N_s または N_s/N_n がこれらの曲線より上でなければならない。

2.3. 実験 1 (信号のみの場合)

2.1. に論じたことを確かめるために乱数表を用いたシミュレーションを行なった。前述の通り、長さ a という切れ目を持つ直線をランダムな点の集合で表現する。直線を 50 等分し、乱数表から求めた値をその線上に点で表わした。この直線上で

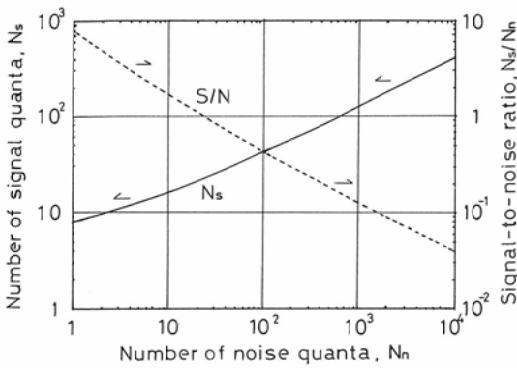


Fig. 1 Limit of recognizability of the figure on noise.

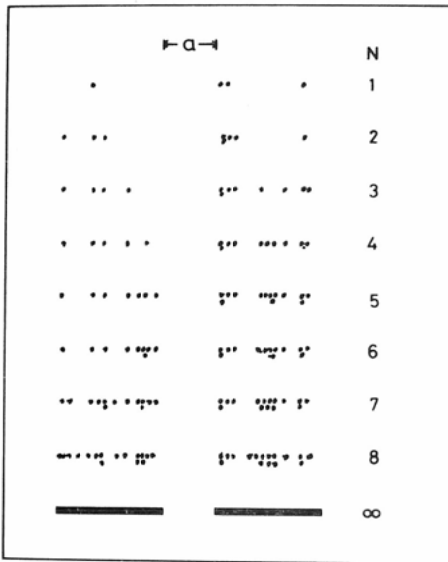


Fig. 2 Straight lines having a gap (length : a) are formed by randomly distributed signal quanta. Mean density of quantum is N/a . Gap "a" is recognized when N is more than 4.

a なる長さあたりの点の数の平均値 N を 1 から 8 とした結果を Fig. 2 に示す。

当然のことながら N の数が大きいほど a なる長さの断絶部を明瞭に認識し得るが、その critical な数は $N=4\sim 5$ で、前述 (1) 式における $P(0) < 10^{-2}$ の値である $N > 5$ 、または (2) 式の解である (3) 式 $N > 4$ とよく一致する。

2.4. 実験 2 (雑音が混在する場合)

雑音の混在する像、すなわち 2.2. で論じた条件

について同様に乱数表を用いてシミュレーションを行なった。長さ a なる切れ目をもつ直線が平均 Ns/a コの分布をもつランダムな点で形成され、その上に平均 Nn/a コの分布をもつ雑音が重なった状態を考える。実験 1 と同じように、直線を 100 等分し、乱数表から得た値をその線の上に点で表わした。今、長さ a あたりの雑音の平均数 $Nn = 6$ とすると Fig. 3 のごとくなる。この図よ

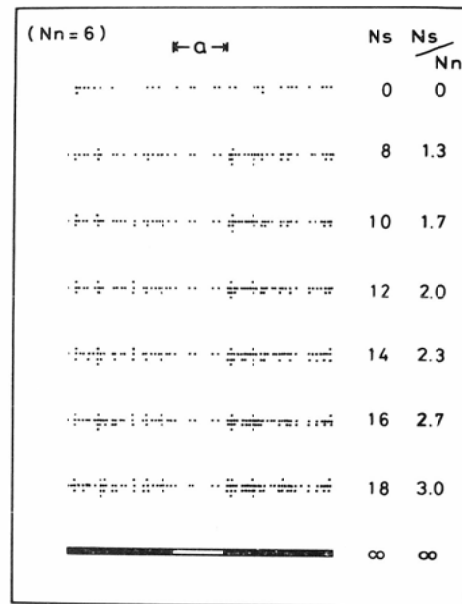


Fig. 3 Straight lines having a gap (length : a) are formed by randomly distributed signal quanta superimposed on random noise quanta. Mean density of signal quanta : Ns/a . Mean density of noise quanta : Nn/a . This figure shows a case when Nn is 6.

り、長さ a の切れ目を認識し得る限界として長さ a あたりの信号の数の平均値 $Ns = 10\sim 14$ を得るが、前述 (5) 式で $Nn = 6$ とすれば $Ns > 13.8$ であり、実験値と理論値がよく一致している。

3. 二次元像の形成

二次元像については前節で考えた N 又は Ns および Nn を面積 a の中の点の平均数とすれば一次元像の解析をそのまま二次元のものとする事ができる。直線の切れ目に相当する範囲の面積を正方形として考えれば一辺の長さは \sqrt{a} であり

円とすればその直径は $2\sqrt{a/\pi}$ であるが、両者の値はそれほど異なるので、以下の検討はすべて一辺の長さ \sqrt{a} なる正方形をもって考えることにする。

3.1. 信号のみの場合

雑音のない信号のみの条件について考える。識別しようとする図形(正方形)の面積を a 、その図形を認識するために必要な点(量子)の数を N とすれば、2.1.における一次元像の解析を適用して(3)式 $N > 4(2\sigma)$ で考えた場合)となる。

3.2. 雑音が混在する場合

問題とする図形の面積を a とし、面積 a の中に含まれる雑音の平均数を N_n 、信号の平均数を N_s とすれば、この図形が認識される限界として 2σ で考えれば一次元の場合と同様(5)式

$$N_s > 4(\sqrt{N_n} + 1)$$

が成立つ。

3.3. 実験3(信号のみの二次元像)

以上について、ガンマカメラによつて実験的に確かめた。ガンマカメラの分解能の要素を無視することができるように、Fig. 4 に示したような

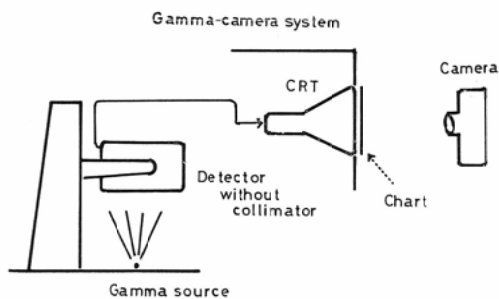


Fig. 4 Experimental system used in this study. (Inherent resolution of a gamma-camera is negligible in this system)

実験系を用いた。すなわち、ガンマカメラの検出器のコリメータをはずし、前方約1mに数 μCi の ^{57}Co 密封線源を置く。この線源によってランダムな輝点を CRT 上に発生させ、これを CRT 蛍光面の前面においたシーメンススターを透してポラロイドカメラを用いて撮影をする。以上のようにして、この実験系でシーメンススター状の

線源のシンチグラムを理想的な解像力のガンマカメラで撮したと同様な結果を得ることができる。輝点の数はガンマカメラコンソール上に表示され、希望の数をプリセットすることができるので実験に便利である。ただし、シーメンススターの透明部分の面積は全体面積の1/2であるので、コンソール上のカウント数の1/2をもって信号数とした。また、ガンマカメラ感度の不均等性に基づく輝点分布の偏りによる誤差を少なくするために、比較的均等な感度を有する範囲を AOI として設定し、この中のカウント数をもって信号数とした(この範囲内の均一性は $\pm 5\%$ 以内である)。装置の関係上その範囲は正方形とした。

信号の数をいくつか変化させ得られた像を Fig. 5 に示した。同図左上 5×10^2 と記した像に見られる四角形の点数が上に述べた本実験の有効視野

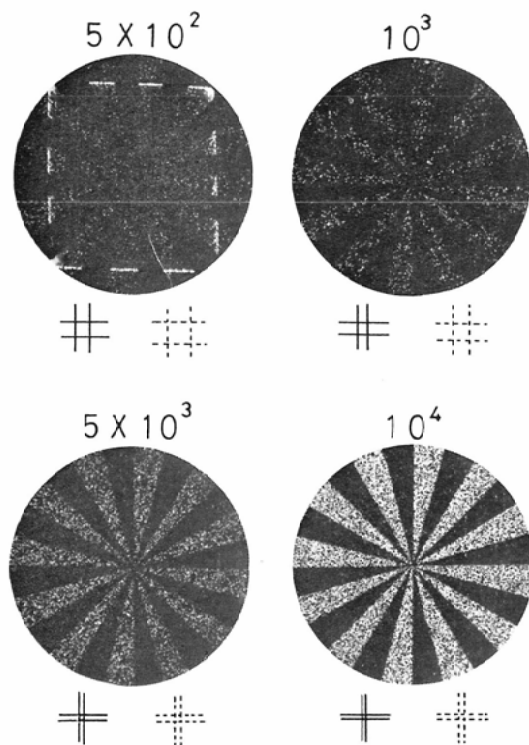


Fig. 5 Scintigrams of Siemens-star without noise, taken by the system shown in Fig. 4.

shows the limit of recognizability taken mathematically. (Solid lines, 2σ ; broken lines, 3σ)

としての範囲 AOI を表わし、それぞれの像の上に数字で表わした信号の数はこの範囲の中のものである。ガンマカメラ検出部の上でのこの有効面積 s は 260cm^2 で、この中の信号数を 500 から 10^4 まで変化させたので、信号の平均密度 \bar{r} は $1.92 \sim 38.5/\text{cm}^2$ である。この条件で一辺が \sqrt{a} の正方形として認識される限界を 2σ で考え、(3)式より求めた認識限界を Fig. 5 の各図の下に井桁状の図形(実線)として書き込んだ。この大きさに相当する部分が信号を見別ける限界であることが認められ、3.1.で論じた関係がほぼ満足されることがわかる。なお、点線による同図形は、更に明瞭に信号を見別けることができる範囲として 3σ で考えた場合(後述の(11)式)の大きさ \sqrt{a} を表わしている。

3.4. 実験4 (雑音混在する場合)

実験3と同様にしてシーメンススター像を写した後、シーメンススターを取除いて、更に全体一様に雑音を重ねる。Fig. 6は信号の数を 4×10^3 から 2×10^4 まで変化させ(有効視野は前回同様 260cm^2)、この上に 10^4 の雑音を重ねた結果を示す。このそれぞれの条件下で信号が認識できる限界を(5)式より求めると、同図に示した井桁状(実線)の大きさとなる。この大きさは、この実験の像の認識限界としてほぼ妥当であることが認められる。なお点線による同図形は 3σ で考えた場合の値である。

4. 理想化されたガンマカメラによるシンチグラム

4.1. 異常陰影の認識限界

理想化された、すなわち固有解像力が無限に近いガンマカメラによるシンチグラムの認識限界を考える。

放射性同位元素が一様な平面分布をしており、その一部に面積 a なる正方形のホットな部分がある場合を想定する。Fig. 7 (a) に示すようにその一様な周囲部分を雑音(量子密度 N_n/a)、その中にあるホットな部分の量子数を信号 N_s とすれば、 N_s と N_n が前記(5)(6)式を満足させるような関係にあれば、その像は認識される。

またバックグラウンドに対してコールドな像、すなわち欠損像についても Fig. 7 (b) に示すように、バックグラウンドの量子密度を N_b/a とし、その像の量子の減少分を信号 N_s と考えるならば(5)、(6)式は

$$N_b - 2\sqrt{N_b} > N_b - N_s + 2\sqrt{N_b + N_s} \quad \dots\dots (7)$$

から

$$N_s > 4(\sqrt{N_b} + 1) \quad \dots\dots (8)$$

$$R > \frac{4}{\sqrt{N_b}} + \frac{4}{N_b} \quad \dots\dots (9)$$

となり、認識の条件は全く変わらない。

いずれの場合も、ある信号図形の認識限界は量子密度の違い(コントラスト)のみでなく、その図形の投影面積にも関係する。

4.2. 実験5

具体的な例として、小さい陰影欠損をもつ肝を

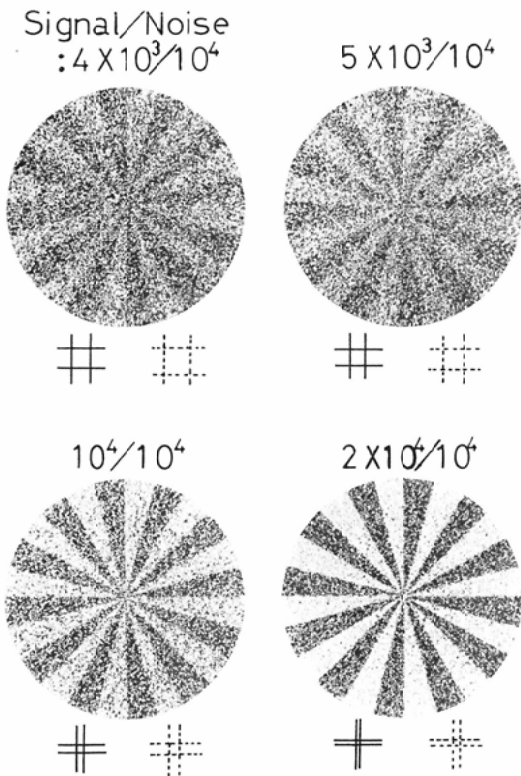


Fig. 6 Scintigrams of Siemens-star with noise, taken by the system showed in Fig. 4.

⊞ shows the limit of recognizability taken mathematically. (Solid lines, 2σ ; broken lines, 3σ)

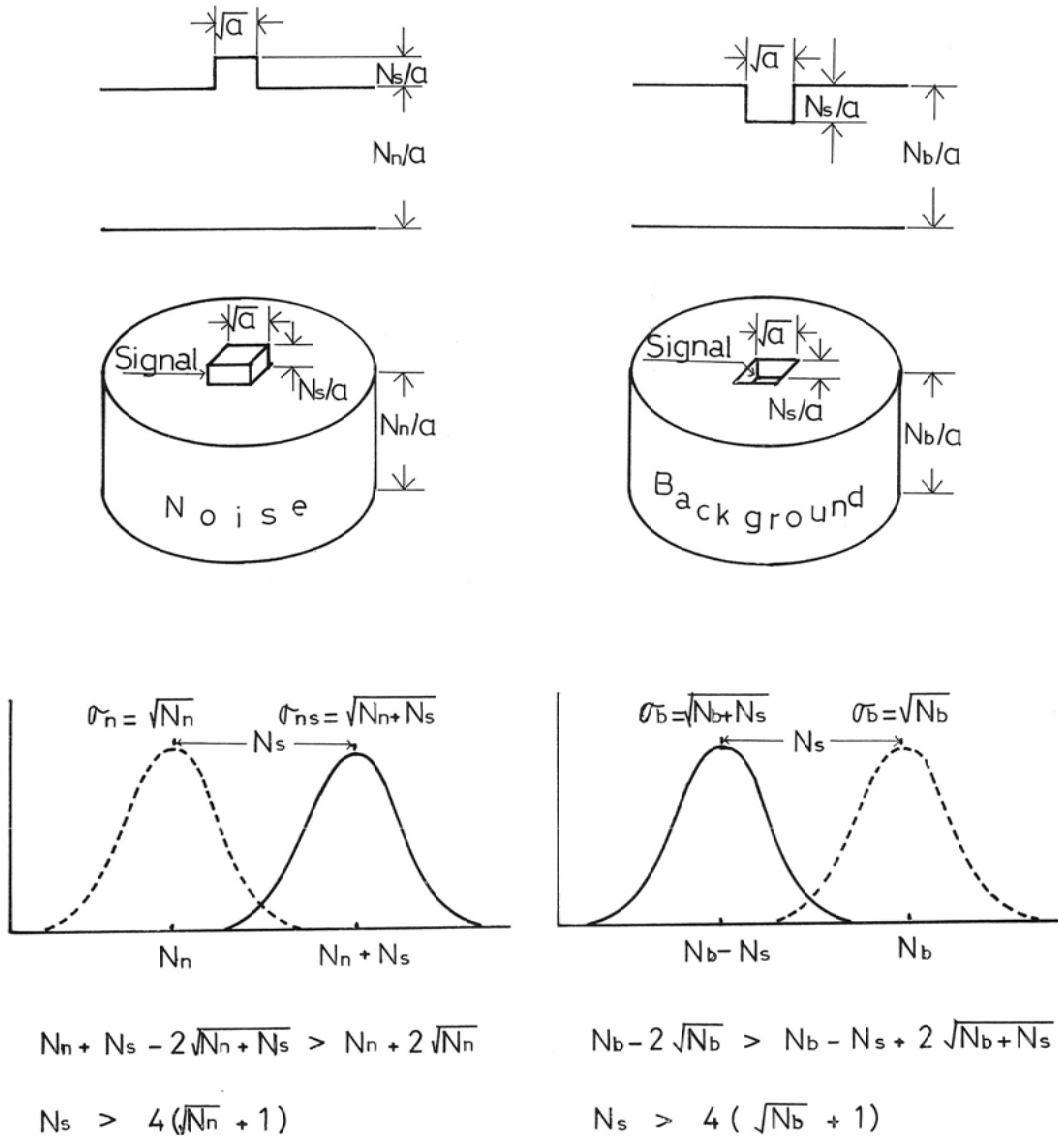


Fig. 7 Limits for recognition of the signal whether "hot" (a) or "cold" (b) on uniform noises or on uniform background quanta

想定した実験を先に用いた実験系 (Fig. 4) によって行なった。

肝を各辺が 15, 20, 25cm の直角三角形であらわし、全体に均等な量子密度をもち、その中に2×2cm² および 1×1cm² の正方形の欠損部があり、その欠損部は周囲に比べていずれも20%だけ量子密度が低いとする。CRT 上の縮小率を考慮し、以

上のようなチャートを黒紙を切り抜いたもので作り、先に3.4.で行なつたと同様の方法でシンチグラムを作つた。count-density は正常部で10³, 3×10², 10² counts/cm², 欠損部はこれの80%とした。肝全体の計数としては、それぞれ1.5×10⁵, 5×10⁴, 1.5×10⁴カウントである。なお、感度の均一性はこの欠損部の近くでは±2.7%以内であ

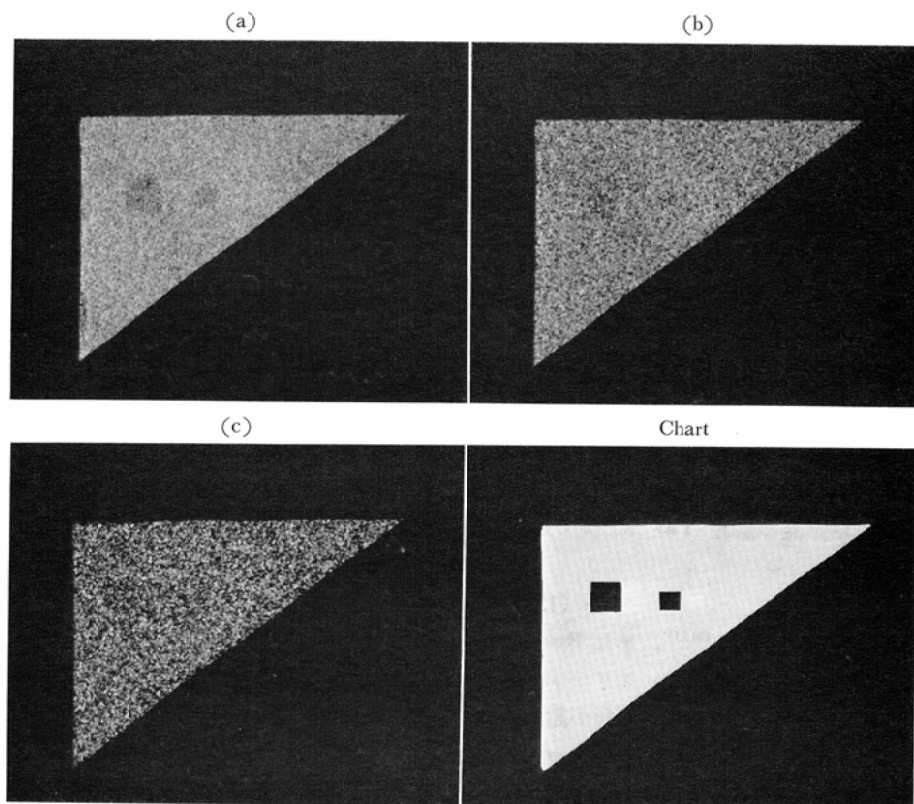


Fig. 8 Scintigrams of simulated liver having two defects

Area of liver is 150cm^2 (15, 20 and 25cm each side). Defects are squares of $2 \times 2\text{cm}^2$ and $1 \times 1\text{cm}^2$. Count-density in defects is lower by 20% than in normal part. Total counts: (a) 2×10^4 , (b) 6×10^4 , (c) 2×10^4 .

った。その結果を Fig. 8 に示す。2つの欠損を認め得るのは (a) すなわち 10^3 counts/cm² のみであり、(b) すなわち 3×10^2 counts/cm² の像においては $2 \times 2\text{cm}^2$ の欠損像のみが認められ、(c) すなわち 10^2 counts/cm² においては $2 \times 2\text{cm}^2$ の欠損像でさえ明瞭ではない。(8)式によつて計算した認識限界と比較すると、 $2 \times 2\text{cm}^2$ の欠損像に対してのこの実験条件が上まわつているのは (a) (b) の二者であり、(c) はやや限界より低い。また $1 \times 1\text{cm}^2$ の欠損像に対しては (8)式を満足するのは (a) のみである。この結果から (8)式のほぼ妥当であることが明らかである。

5. 考察および結論

シンチグラムの画像評価について、信号図形の大きさと、その中の量子数の関係から評価を試み

た論文は、飯沼らの電算機を用いたシミュレーションの論文⁹⁾以外に殆ど見あたらない。本研究では特にその関係の上から画像評価を試みたものである。

シンチグラムを構成する点がランダムな分布をすることから、画像の形成過程を統計的に考える必要がある。信号が一様な分布のバックグラウンド上にあるとき、その認識可能の限界はそれぞれ計数の分布の標準偏差の2倍以上離れていることを条件として考えるならば (5)~(9)式によつて表わされることを理論的に求め、またそれが単純化されたシンチグラムによつて実験的にも証明されることを示した。

より明瞭に像を認識するために 3σ を考えれば (4)式は

$N_s + N_n - 3\sqrt{N_s + N_n} > N_n + 3\sqrt{N_n}$ …… (10)
となり、これより

$$N_s > 6\sqrt{N_n} + 9 \quad \dots\dots (11)$$

また S/N 比は

$$R > \frac{6}{\sqrt{N_n}} + \frac{9}{N_n} \quad \dots\dots (12)$$

となる。この値は実験3および4で挙げた Fig. 5および Fig. 6 に点線による井桁状の図形として表わしたが、この結果より一般には 2σ で考えれば十分であるように思われる。

Keller らは、シンチグラフィックイメージのディテールの認識はコントラストに大きく影響され空間周波数 ν 、コントラスト C なる正弦波形のイメージを考えるとき、その認識に必要なシンチレーションの平均密度の限界 P_{av} は $(\nu/C)^2$ に比例するとし、

$$P_{av} \approx 1.1\nu^2/C^2 \quad \dots\dots (13)$$

という経験式を報告している¹⁰⁾¹¹⁾。また Rose はイメージ装置一般について周囲バックグラウンドに対して C というコントラストをもつ図形が認識される条件は、その図形に対して張る視角を α 、輝度(単位面積あたりの量子数に比例)を B とすると

$$B = \text{const} (1/C^2\alpha^2) \quad \dots\dots (14)$$

の関係にあると述べている¹²⁾。田中はこの二式は $\alpha^2\alpha\nu^{-2}$ と考えれば定性的には同じであることを示している¹³⁾。(14)式で、輝度 B は単位面積あたりの量子数に比例する値であるから、バックグラウンド又は周囲雑音の量子密度、すなわち Fig. 8 における N_b/a 又は N_n/a とし、 α^2 は本論文において考えて来た信号図形の面積 a に相当するものとし、コントラスト C は信号とバックグラウンド (又は雑音) の量子密度の比 (N_s/N_b 又は N_s/N_n) であると考えれば、我々の求めた (5) および (8) 式も (14) 式に (従つて (13) 式にも) 常数項を除き一致する。

S/N 比 R について飯沼らは

$$R = N_s/\sqrt{N_b} \quad \dots\dots (15)$$

として定義している (但し記号は Fig. 7 (b) のもので表した)⁹⁾。これは Rose らが、異常部分が認識されるには周囲バックグラウンドの量子密度と信号の量子密度の差が、バックグラウンドの量

子密度の統計的変動より大きくななければならないとした考え方¹²⁾と同じ立場に立つもので、この場合には認識限界を 2σ で考えたとき、(9)式で表わした S/N 比 R の条件 R' は

$$R' > 4(\sqrt{N_b} + 1)/\sqrt{N_b} = 4 + \frac{4}{\sqrt{N_b}} \quad \dots\dots (16)$$

と (9)式と全く変りはない。竹中らは S/N 比 R を

$$R = 10\log_{10} (N_s/N_b) \quad \dots\dots (17)$$

と定義し (この場合も記号は Fig. 7 (b) のものを用いた)、db で表している¹⁴⁾¹⁵⁾。このように S/N 比の定義が異なるものがあるので他と比較するときには注意が必要である。

従来ガンマカメラによるシンチグラムの認識可能な限界は、単にコントラスト、又はその像の大きさの一方のみに着目し、そのガンマカメラの分解能から論じられて来た。また、ガンマカメラ系の MTF を求め、これによつて解像力を評価することも行われているが¹⁶⁾、先にも述べたようにこれは画像形成の面から評価するものではない。

我々のこの研究は、先に述べたとうりシンチグラムが量子の集積であるところから、統計的な観点から画像の評価を、ガンマカメラの分解能といったものを一切除去して、極めて単純化した画像認識条件の基礎的なものを求めたものである。従つてガンマカメラ系の分解能を考慮した像、又、バックグラウンドに対し連続的な変化を示す像などの評価にはこれを基礎として更に検討を加えねばならない。例えば飯沼らは、解像力の影響を FWHM を同じとしたガウス関数でシミュレートしているが⁹⁾、我々のこの結果を実際のものに応用できる形に発展させるにはこのような考慮が必要であろう。この他、感光系に関する問題をはじめ、被検体内の放射能の分布の状態などの考慮も必要である。近時種々の方面に応用されはじめた ROC 曲線は、人間の視覚をも含め、途中の過程を一切ブラックボックスとした総合評価法として一つのすぐれた方法ではあるが¹⁷⁾¹⁸⁾¹⁹⁾、実際のシンチグラム評価に役立つにはなおいくつかの検討が必要である。これらの点については更に継続して検討を重ねる予定である。

(本論文の要旨は第34回日本医学放射線学会総会にて発表した。)

文 献

- 1) 土井邦雄, 大頭 仁: ラジオグラフィックにおける粒状性の解析. 応用物理, 35: 804—811, 1965.
- 2) 土井邦雄, 大頭 仁: ラジオグラフィックにおける粒状性の解析. 放射線像の研究—解析と評価—第2巻, 243—250, R. I. I. 研究会.
- 3) 高野正雄: X線写真の画質(蛍光増感紙と写真フィルム系), 日放技学会誌, 31: 355—362, 1975.
- 4) Cleare, H.M., Spletstosser, H.R. and Seemann, H.E.: An experimental study of the mottle produced by X-ray intensifying screens. Am. J. Roentgenol. & Rad. Therapy, 88, 168—174, 1962
- 5) 金森仁志: 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, 日本医放会誌, 22: 990—996, 1962.
- 6) 金森仁志: 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, 日本医放会誌, 24: 1210—1213, 1965.
- 7) 金森仁志, 田中義宗: X線写真の情報量の表示法(第3報)鮮鋭度を考慮した情報量, 日本医放会誌, 25: 282—285, 1965.
- 8) Kanamori, H. and Murashima, S.: Information capacity of radiographic images for the random signal and continuous objects. Japanese J. Appl. Phys., 9: 182—194, 1970
- 9) 飯沼 武, 福久健二郎: 電子計算機によるRIイメージ形成のシミュレーション(1)2次元RIイメージにおける欠損の検出, 日本医放会誌, 31: 1270—1285, 1972.
- 10) Keller, E.L. and Coltman, J.W.: Modulation transfer and scintillation limitation in gamma-ray imaging. J. Nuclear Med., 9: 537—545, 1968
- 11) Keller, E.L. and Coltman, J.W.: Fundamental limitation on the sensitivity and resolution of gamma-ray imaging system with applications in radiography. Phys. Med. Biol., 15: 165, 1970
- 12) Rose, A.: The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. J. Optic. Soc. America, 38: 196—208, 1948
- 13) 田中栄一: 核医学における放射性同位元素利用技術—放射性同位元素イメージングを中心として—, Radioisotopes, 20: 58—67, 1971.
- 14) 竹中栄一, 木下幸次郎, 佐藤英久, 中島緑彦: X線像の雑音(Ⅱ)—様分布雑音チャートによる骨X線像 S/N について, 日本医放会誌, 26: 1249—1265, 1966.
- 15) 竹中栄一, 木下幸次郎, 佐藤英久, 中島緑彦: X線像の雑音(Ⅲ)正規分布型雑音チャートによる骨X線像の S/N と一様分布チャートとの比較, 日本医放会誌, 26: 1319—1335, 1967.
- 16) 服部浩之, 金子昌生, 佐々木常雄: RIシンチレーションカメラのレスポンス関数, Radioisotopes, 17: 302—306, 1968.
- 17) Goodenough, D.J., Rossmann, K. and Lusted, L.B.: Radiographic applications of receiver operating characteristic (ROC) curves. Radiology, 110: 89—95, 1974
- 18) Metz, C.E., Goodenough, D.J. and Rossmann, K.: Evaluation of receiver operating characteristic curve data in terms of information theory with applications in radiography. Radiology, 109: 297—304, 1973
- 19) Rossmann, K.: An approach to image quality evaluation, using observer performance studies. Radiology, 113: 541—544, 1974