

《原 著》

回転スリットを用いたコーデット・

アパーチャ・イメージング

田中 栄一* 飯沼 武** 松本 徹** 有水 昇***

1. 緒 言

最近、コーデット・アパーチャ・イメージングと称する方法によって、RI シンチグラフィにおける画質、信号対雑音比（S/N 比）等を向上しようとする試みに大きな関心をもたれ、活発な研究が行なわれている¹⁾。一般化されたコーデット・アパーチャ・イメージングにおけるデコーディング法、S/N 比および雑音の性質等については別に報告した²⁾。その結果によると、十分高感度の検出器（たとえばアンガー型シンチカメラ）を用いて計数の統計変動がイメージの主要な雑音となる場合、少なくとも十分大きい一様線源にたいしてはいかなるコーデット・アパーチャを用いても同じ解像力を得るように最適設計されたピンホールに比して S/N 比を改善することはできない。

しかし、1つのシンチグラムについて画像処理系を変化することによって種々の解像力で観察する場合を考慮すると、解像力のある範囲にわたって S/N 比を高く保つことが望ましいと考えられる。適当なコーデット・アパーチャを用いると、このような特性をもったシンチグラムが得られる可能性があることはすでに上記報告²⁾に指摘した。このようなアパーチャによって得られたイメ

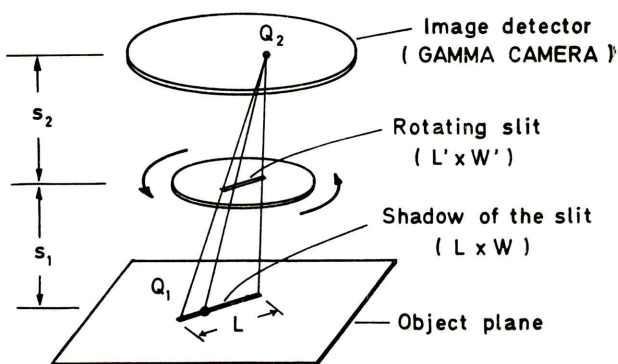


Fig. 1 Principle of the rotating slit imaging. The "shadow image" is formed by accumulating a number of shadows of the slit onto the object plane from yoints of detection.

ージは、一般に従来のシンチグラムとは雑音の性質が異なるため、従来のものと異なった画質を示すことが予想される。これらの点を解明するため、一例として回転スリットをアパーチャとした場合について理論的および実験的検討を行なったので報告する。

2. イメージの形成と画像処理

Fig.1 に示すように、被写体とガンマカメラの間に長さ L' 、幅 W' のスリットを有する鉛板をおき、この鉛板はスリットの中心を回転中心として、測定時間中一定速度で回転するものとする。また、ガンマカメラは十分良好な解像力を有するものと仮定する。ガンマ線が検出器に検出される毎に、その点 (Fig.1 の点 Q_2) からその時刻におけるスリットの被写体面上への投影像に相当するイメージを書き込んでゆくと、得られた画像は線

* 放射線医学総合研究所 物理研究部

** 同 臨床研究部

*** 千葉大学医学部放射線科

受付：50年10月17日

採用：51年1月29日

別刷請求先：千葉市穴川4の9の1 (〒280)

放射線医学総合研究所物理研究部

田 中 栄 一

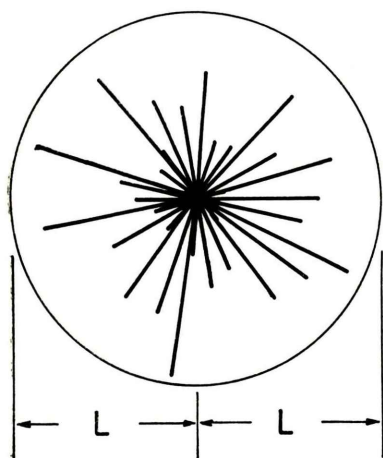


Fig. 2 Shadow image of a point source. The image is formed by a number of segments having length L which cross at the point.

源の存在確率を示す「シャドウ・イメージ」²⁾が得られる。スリットの幅が十分せまい場合、スリットの投影像は Fig. 1 に示すごとく、長さ L なる線分で近似できる。ここに L はガンマカメラの中心から被写体面へ投影したスリットの像の長さで、

$$L = \frac{s_1 + s_2}{s_2} L' \quad (1)$$

で与えられる。

実際にある被写体のシャドウ・イメージを求めるにはスリットを一定の微小角度ずつステップ状に回転して測定し、各スリット方向について求めたガンマカメラ像をそれぞれ電子計算機に記憶する。つぎにこれらのイメージをそれぞれスリット方向について長さ L だけ移動平均したのち、すべての角度について重ね合わせる。すなわち、このようにして得られたシャドウ・イメージは長さ L の線分の集合として表わされる。

いま、スリットの幅を無視すると、Fig. 2 の如く、点線源のシャドウ・イメージはある点で交差する多数の線分で表わされる。したがってその平均濃度、すなわち点線源応答関数 (PSF) は、ス

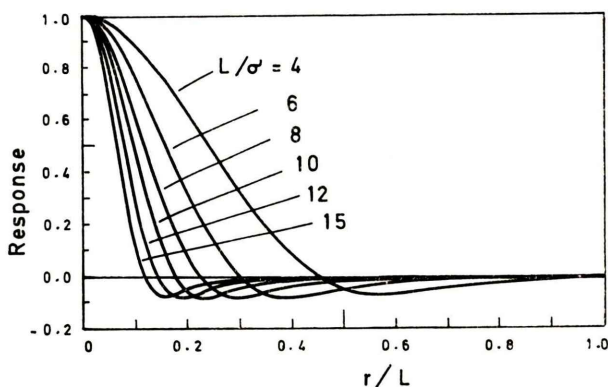


Fig. 3 Relative response of the correction function, $h(\sigma; r)$, for the rotating slit imaging. The corrected image has a Gaussian point spread function. σ is the standard deviation of the Gaussian function. The curves are normalized to unity at $r=0$.

リット方向の数が十分多いと仮定すると次式で与えられる。

$$p(r) = \frac{1}{\pi L r} \left(1 - \frac{r}{L}\right) \quad (r \leq L) \quad (2)$$

ここに r は座標原点からの距離で、(2)式は全座標平面に関する積分値 (曲面と座標平面の作る部分の体積) が 1 になるように正規化されている。

この PSF は半径 L の裾を引いているため、シンチグラムとしては良好な画質とは言えないので、これを 1 つのシャープな、幅のせまい PSF に修正するよう画像処理をほどこす必要がある。いま、修正された復元画像の PSF を次式で表わされる円対称のガウス関数 (標準偏差: σ):

$$p(r) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

と仮定すると、その空間周波数レスポンスは

$$P(R) = \exp(-2\pi\sigma^2 R^2) \quad (4)$$

である。ここに、 R は周波数空間における原点からの距離である。したがって、画像処理に必要な補正関数 $h(\sigma; r)$ は (2) 式と (4) 式より次式のよう表わすことができる。

$$h(\sigma; r) = F^{-1} \left[\exp(-2\pi\sigma^2 R^2) / F \left\{ \frac{1}{\pi L r} \left(1 - \frac{r}{L}\right) \right\} \right] \quad (r \leq L) \quad (5)$$

ここに、 F は2次元フーリエ変換、 F^{-1} はその逆変換を示す。すなわち、回転スリットによって得られたシャドウイメージに、(5)式で与えられるレスポンスの補正関数を重畳積分することによって、任意の解像力(半値幅: 2.35σ)のガウス・レスポンスをもつイメージに復元できる。電子計算機を用いて計算した $h(\sigma; r)$ を Fig. 3 に示した。

いま、スリットの長さ L が十分長い場合を考えると、(2)式において $r/L \ll 1$ とおくことができ、(5)式はつぎのように近似できる。

$$\begin{aligned} h(\sigma; r) &= F^{-1}[\exp(-2\pi\sigma^2 R^2)/F\{1/(\pi Lr)\}] \\ &= F^{-1}[\pi L R \exp(-2\pi\sigma^2 R^2)] \\ &= (4\sqrt{2\pi\sigma^3})^{-1} L \\ &\quad {}_1F_1[3/2; 1; -r^2/(2\sigma^2)] \quad (6) \end{aligned}$$

ここに、 ${}_1F_1$ は合流型超幾何関数である。Fig. 3 で $L/\sigma \gg 1$ の曲線は(6)式で近似される。

また、復元画像の雑音の性質を示す自己共分散関数は前報告²⁾ に示したように、

$$\text{Cov}(r) = n_B h(\sqrt{2}\sigma; r) \quad (7)$$

で与えられる。ここに、 n_B はカウント密度である。この自己共分散関数は Fig. 3 の各曲線において横軸の方向に $\sqrt{2}$ 倍だけ引きのぼした曲線によって表わされ、雑音のうねり方の傾向を示している。

3. 信号対雑音比

コーデット・アパーチャ・イメージングにおける復元画像の信号対雑音比に関しては前報告²⁾ に述べた。それによると、放射能密度が μ (dps/cm²) なる一様線源と共存する放射能 ρ (dps) の点状線源を検出する際の信号対雑音比は次式で与えられる。

$$S/N = [\sqrt{kT\rho/\mu}] F \quad (8)$$

$$F = [A/h(\sqrt{2}\sigma; 0)]^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

ただし、復元画像のPSFはガウス関数分布(標準偏差: σ)をもつものとし、 k はアパーチャ等の幾何学的配置によって決まる定数、 T は計測時間、 A はアパーチャの被写体面への投影像の面積

で、アパーチャの大きさは被写体面・アパーチャ間距離に比して十分小さいと仮定した。 F はアパーチャの「良さ」を示す Figure of merit である。

回転スリットの場合、スリットの被写体面への投影像の幅を W とすると、 $A = WL$ であるから、Figure of merit は(9)式に(6)式を用いて次式のように求められる。

$$\begin{aligned} F_{\text{slit}} &= \left[WL \frac{4\sqrt{2\pi}(\sqrt{2}\sigma)^3}{L {}_1F_1(3/2; 1; 0)} \right]^{\frac{1}{2}} \\ &= 4(\sqrt{\pi}\sigma^3 W)^{\frac{1}{2}} \quad (10) \end{aligned}$$

一方、比較のため、回転スリットのスリット幅に等しい直径をもつピンホールを考えよう。同一条件で比較するため、画像処理系のPSFが回転スリットの場合と同じガウス関数分布であるように、

$$G(\sigma; r) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2}\right) \quad (11)$$

なるレスポンスをもつフィルタで平滑するものとする、このピンホールの Figure of merit は(9)式に $A = (1/4)\pi W^2$ および

$$h(\sqrt{2}\sigma; 0) = G(\sqrt{2}\sigma; 0) = 1/(4\pi\sigma^2) \quad (12)$$

とおくことにより求められ、次式を得る。

$$F_{\text{hole}} = \pi W\sigma \quad (13)$$

そこで、これらの比は

$$\begin{aligned} F_{\text{slit}}/F_{\text{hole}} &= 4\pi^{-3/4} \sqrt{\sigma/W} \\ &\simeq 1.11\sqrt{(2.35\sigma)/W} \quad (14) \end{aligned}$$

ここに、 (2.35σ) は復元画像の解像幅(FWHM、ただしスリットの幅またはピンホールの直径が有限な値をもつことによるぼけを除く)を表わす。この式から、上記解像幅を W に比して大きくなるように画像処理を行なった場合、回転スリットはピンホールに比して良好であることがわかる。

また、(10)式と(13)式を比較すると、 F の値は回転スリットでは $\sigma^{3/2}$ に比例し、ピンホールでは σ に比例することがわかる。これは雑音の大きさ(標準偏差)が前者では $\sigma^{3/2}$ に、後者では σ^{-1} に比例することによるものである。

4. 実験および結果

回転スリットとピンホールによるシンチグラム

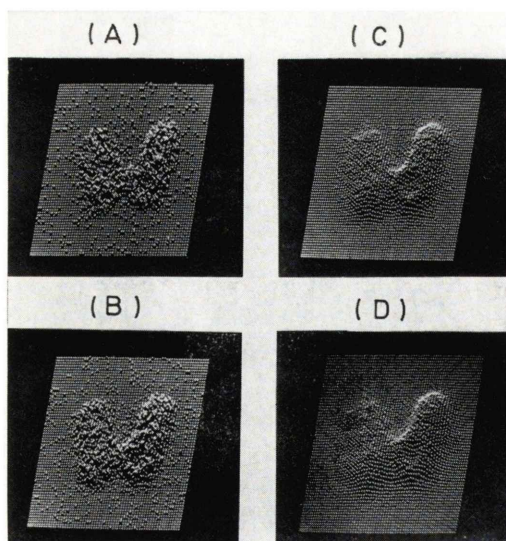


Fig. 4 Unprocessed images of a Picker thyroid phantom filled with ^{99m}Tc .

(A) 2 mm ϕ pinhole, total counts : 5,000

(B) 3 mm ϕ pinhole, total counts : 11,000

(C) Shadow image of 2 \times 10 mm slit, total counts : 32,000

(D) Shadow image of 2 \times 15 mm slit, total counts : 52,800

The counting time was the same for all the images.

の実験的比較検討を行なった。使用したガンマカメラは東芝製 Model GCA 202 で、Picker 甲状腺ファントムに ^{99m}Tc 約 200 μCi を封入して線源とした。テストした回転スリットの寸法は 2 \times 10 mm および 2 \times 15 mm の 2 種、またピンホールの直径は 2 mm および 3 mm の 2 種である。

ガンマカメラと アパーチャ間の 距離は 30 cm, アパーチャとファントム間の距離は 10 cm で、像の拡大率は 3 倍である。使用したガンマカメラの

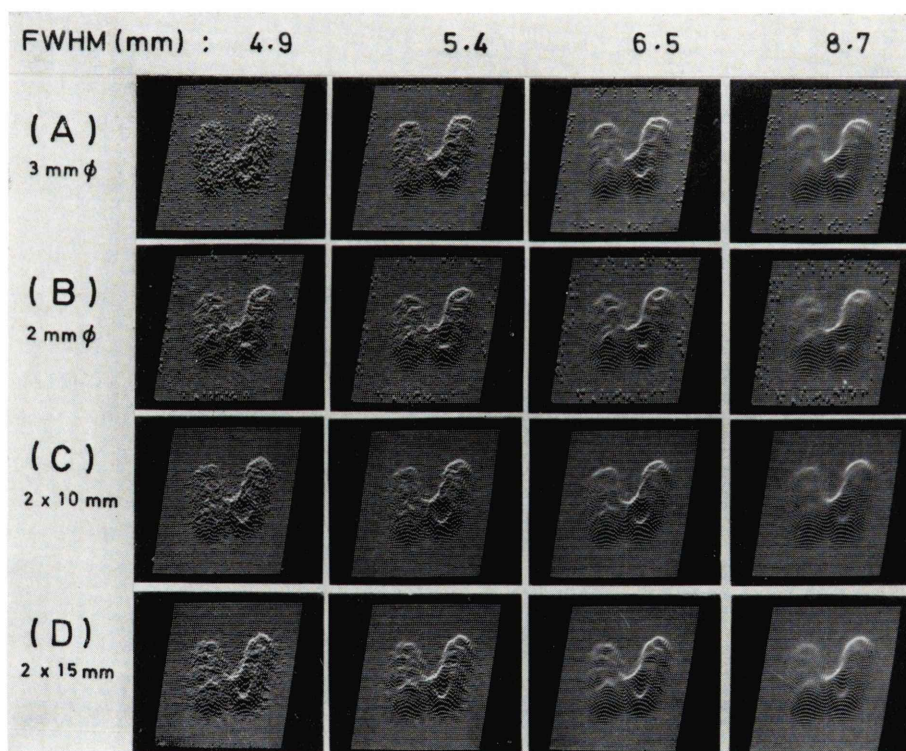


Fig. 5 Comparison of the processed images for poor counting statistics with the Picker thyroid phantom. "FWHM" indicates overall resolution including the intrinsic camera resolution and the finite pinhole diameter or the slit width.

(A) 3 mm ϕ pinhole, 11,000 counts

(B) 2 mm ϕ pinhole, 5,000 counts

(C) 2 \times 10 mm slit, 32,000 counts

(D) 2 \times 15 mm slit, 52,800 counts

^{99m}Tc にたいする解像幅は約 8 mm であるので、被写体面に換算すると約 2.66 mm である。

回転スリットは 22.5° 毎にステップ状に 8 方向に回転し、各方向について一定時間ずつ計数して得たガンマカメラ信号をそれぞれ電子計算機に収録し、測定終了後第 2 章でのべた方法でシャドウ・イメージを作製し、さらにこれを Fig. 3 に示す補正関数によって種々の解像力を得るように処理した。一方、ピンホールで得られたイメージでは、回転スリットによるイメージと解像力が等しくなるようにガウス関数型フィルタで平滑処理を行なった。

Fig. 4 に未処理のピンホール・イメージと回転スリットのシャドウ・イメージを示す。これらはほぼ同一のデータ収集時間で得られたもので、各イメージの全カウント数は図の説明に示した。回

転スリットのシャドウ・イメージでは検出効率が大きいので統計雑音が少ないが、PSF が長い裾を引くため見かけの解像力は良くないことがわかる。

Fig. 5 は上記のデータを種々の解像力に処理したもので、図の上欄に示す数字 (FWHM) は、ガンマカメラの固有解像幅 ($R_i = 8 \text{ mm}$)、スリットの幅またはピンホールの直径 (W') および画像処理に伴う解像幅 (2.35σ) を考慮した総合解像幅で、次式より算出したものである。

$$\text{FWHM} = \left[\left(\frac{1}{3} R_i \right)^2 + \left(\frac{4}{3} W' \right)^2 + (2.35 \sigma)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (15)$$

また、Fig. 6 は Fig. 5 と同様であるが、データ収集時間を約 4 倍にして、比較的統計雑音を少なくした場合の結果である。

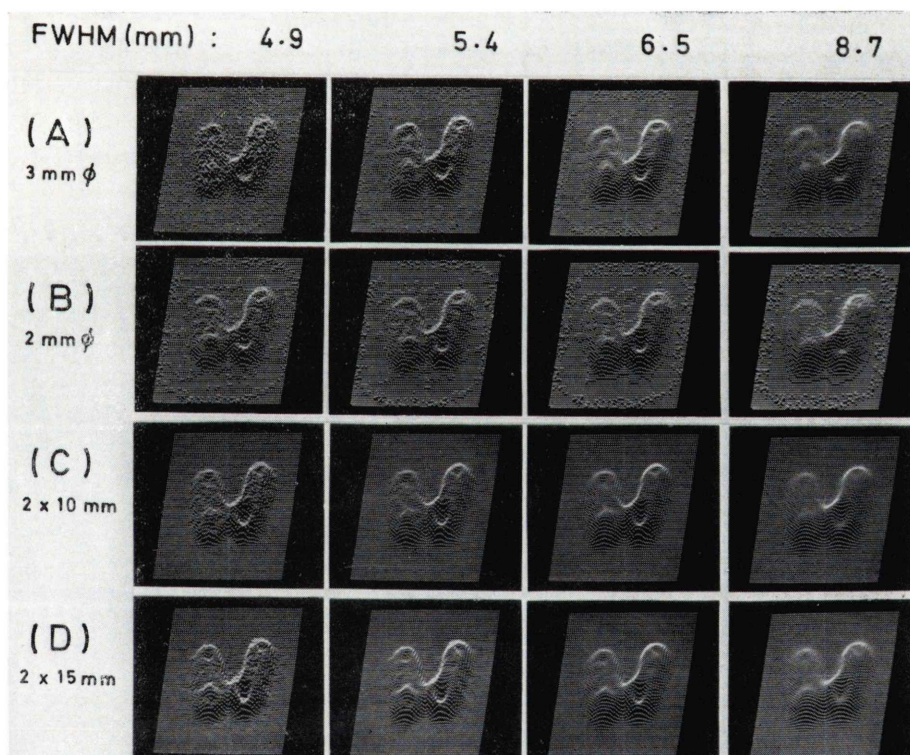


Fig. 6 Comparison of the processed images for good counting statistics with the Picker thyroid phantom. The conditions of the measurements and the data processing were the same as those in Fig. 5 except the counting time was increased by a factor of four.

(A) 3 mm ϕ pinhole, 44,000 counts
(C) 2 \times 10 mm slit, 128,000 counts

(B) 2 mm ϕ pinhole, 20,000 counts
(D) 2 \times 15 mm slit, 211,200 counts

総合解像幅が比較的小さい場合でも、回転スリットでは2 mm ピンホールとほぼ同等な S/N比が得られているが、総合解像幅が大きい場合では回転スリットの方が2 mm ピンホールより幾分良い画質を示している。また、回転スリットではピンホールと異った雑音特性を示しているのがみられ、たとえば高濃度部に近接した低濃度の雑音が増加し、雑音の「にじみだし」効果が観測される。これはある点の雑音がその周囲の放射能の影響をうけることによるもので、逆に低濃度部に隣接する高濃度部の雑音はそれだけ低下していることを意味する。

同様な比較を臨床例について行なった結果を Fig.7 に示す。患者は結節性甲状腺腫の女性(49歳)で、 $^{99m}\text{Tc}(\text{TcO}_4^-)$ を約6 mCi 投与した。投与後20分の甲状腺摂取率は約1.9%であった。測定は2×15 mm 回転スリット、2 mm ピンホール、3 mm ピンホールについてそれぞれ投与後41, 62, 67分後に開始した。データ収集時間は各イメージについて約128秒である。

5. 考察および結論

回転スリットを用いて良好な画質でシンチグラムを復元する方法を述べるとともに、信号対雑音比および雑音の性質に関する理論的な考察を行ない、これを実験的に確めた。回転スリットは従来のピンホールまたは従来試みられているコーデット・アパーチャとは異なった雑音特性を示し、とくに低周波部に雑音の少ないイメージが得られる。このようなシンチグラムは、解像力のある範囲に変化して観察する場合に有利と考えられるが、現在では雑音の性質(または雑音の周波数分布特性)が人間の画像認識能に与える影響について未知の点が多いので、臨床上の意味づけは今後の問題と考えられる。

今回の研究では、平面状線源についての解像力と雑音に主眼を置いたが、一般のコーデット・アパーチャと同様に、断層効果やガンマカメラの不均一性の軽減効果等の利点のほか、検出効率が大きいと高エネルギー核種の測定の際にアパーチャ物質を透過するガンマ線や周囲からの散乱ガン

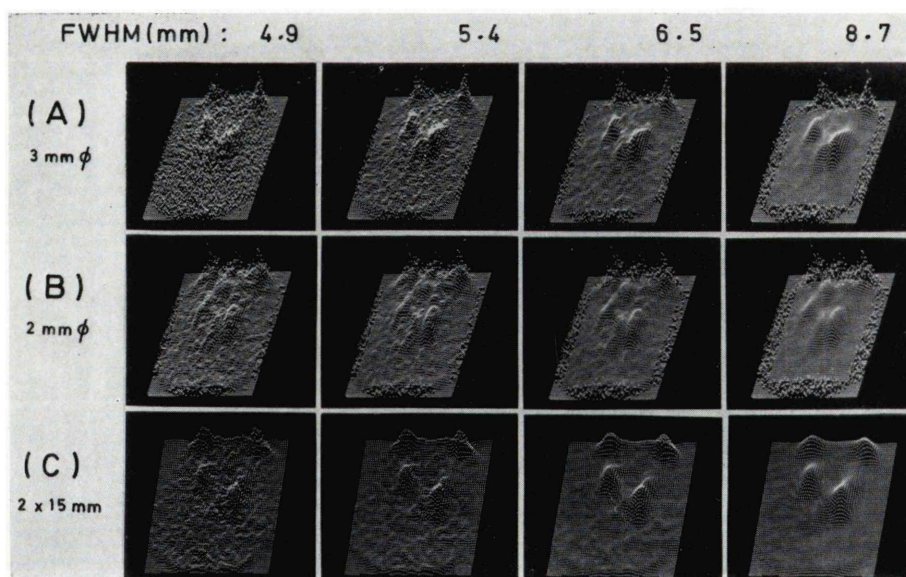


Fig. 7 Comparison of the processed images with a patient thyroid with a nodular goiter. The conditions of the measurements and the data processing were the same as those in Fig.5 except the counting time was 128 seconds for each image.

(A) 3 mm ϕ pinhole

(B) 2 mm ϕ pinhole

(C) 2×15 mm slit

マ線による雑音の影響を受けにくい利点もある。

回転スリット・イメージングと同様な効果を得る方法として、従来用いられている平行多孔コリメータの代りに、その各ホールの断面を長方形にして、互いに直角な2方向にたいして異なった解像力を有する「平行マルチ・スリット・コリメータ」をガンマカメラの前面にとりつけて回転する方式も考えられる。この場合には、像の拡大率がコリメータから被写体までの距離に関係しない特長がある。

いずれの場合にも、スリットの長さを十分大きくすると、シャドウ・イメージは無限長さの直線で合成されることになり、ガンマカメラとしてはスリットに直角方向の位置情報のみが必要とされるから、1次元の位置検出器をスリットと同期して回転させる方法も考えられる。とくに平行マルチ・スリット・コリメータと1次元位置検出器を用いる方法は最近 Keyes³⁾ によって提案されている。

また、このような無限長さの回転スリットまたは平行マルチ・スリット・コリメータを用いた場

合の RI イメージの復元処理は、横断シンチグラムにおけるイメージの復元と極めて類似したものとなり、したがって得られる画質、雑音の性質も同様なものとなる⁴⁾。

終りに、本研究に御協力願った放医研の福久健二郎氏、朽木満弘氏、野原功全氏および東京工業大学の清水哲男氏に深謝する。また、本研究は厚生省ガン助成金（班長梅垣洋一郎）の一部により支援されたものであることを附記し、班長および関係の方々に謝意を表するものである。

本研究の概要は IV-th International Conference on Information Processing in Scintigraphy, Orsay, July 15-19, 1975 において発表した。

文 献

- 1) 下記論文2) の文献参照
- 2) 田中栄一, 飯沼武: コーデット・アパーチャ・イメージングにおける信号対雑音比と雑音の性質, 核医学, **13**(2): 95~102, 1976
- 3) Keyes WL: The Fan Beam Gamma Camera. *Phys Med Biol* **20**: 489, 1975
- 4) Tanaka E & Iinuma T: Correction Functions for Optimizing the Reconstructed Image in Transverse Section Scan. *Phys Med Biol* **20**: 789, 1975

Summary

Coded Aperture Imaging Using a Rotating Slit

Eiichi TANAKA, Takeshi IINUMA, Toru MATSUMOTO

National Institute of Radiological Sciences, Chiba

Noboru ARIMIZU

Department of Radiology, Chiba University School of Medicine, Chiba

Following the previous work, the coded aperture imaging using a rotating slit is investigated. In this method, the conventional pinhole is replaced by a slit aperture which is rotated continuously or stepwise around the center of the aperture. The decoding process is as follows: (1) images for various slit directions are accumulated separately in a digital computer; (2) each of the images is spread (or smoothed) in the respective slit direction over a distance equal to the projected length of the slit on to the object plane; (3) these images for all the directions are superimposed; and (4) the obtained image is processed by a correction function so as to yield a Gaussian point spread function.

A theoretical analysis for signal to noise ratio for an extended source shows that the gain in the figure of merit as compared to the equivalent pinhole is equal to $1.11\sqrt{(2.35\sigma)/W}$, where 2.35σ is the resolution distance, W the

slit width or the pinhole diameter scaled at the object plane, and the slit length is assumed to be sufficiently long.

Images of the Picker thyroid phantom and of a patient thyroid were obtained with ^{99m}Tc using an Anger camera equipped with apertures of rotating slits and pinholes. The rotating slits employed are 2×10 mm, and 2×15 mm, while the pinholes are 2 mm ϕ and 3 mm ϕ . All images were processed to yield various resolutions and intercompared. The results show that the rotating slit gives the similar signal to noise ratio when the images are processed rather sharply and is a little better when processed broadly, as compared with the 2 mm ϕ pinhole. It is also shown that the noise characteristics of the rotating slits are apparently different from those of the pinholes, but a further study on the effect of noise characteristics on the human recognition is needed before making a firm conclusion on the usefulness of the rotating slit.