

《原 著》

回転平行多スリット型 Coded aperture を用いたイメージング

藤本 肇* 桂井 浩* 有水 昇*

要旨 核医学撮像系の効率向上を目的として、タングステン板を素材として回転平行多スリット型 coded aperture を試作し、ガンマカメラに装着して撮像を行った。ファントムおよび臨床例につき、この coded aperture を用いてデータ収集を行い、filtered back projection により、 64×64 の画像を再構成した。

この撮像系においては、通常の平行多孔型コリメータを使用した時に比べ、少なくとも30倍の効率でデータ収集が可能であった。10分以内の短時間で、画像の再構成が可能であった。臨床的に十分有用な解像力を持たせるためには、スリット間隔の短縮等、さらに改良の余地が残されているが、この形式の coded aperture の利用により、撮像時間短縮の可能性が示唆された。

I. はじめに

Anger によるガンマカメラの開発以来、核医学におけるイメージング手法は、平行多孔型コリメータとガンマカメラの組み合わせによってなされてきた。この撮像系においては、解像力および効率は、主としてコリメータの物理的幾何学的構造上、制約を受ける。近年、画像診断の進歩により X 線 CT、超音波断層法 (US)、核磁気共鳴断層法 (MRI) が開発され、解剖学的に精密な情報を提供するようになった。現状では、核医学イメージングは、これらの新たな手法に比較して解像力に劣り、撮像時間も長く要するのが実情である。

撮像系の計数効率を上げ、撮像時間を短縮させる手法として、coded aperture を用いて収集したデータをコンピュータにより再構成させ、画像を復元させる試みがある¹⁻⁷⁾。

われわれは、タングステン板を素材とした回転平行多スリット型 coded aperture を試作し、その

臨床利用を試みたので、若干の考察を付加して報告する。

II. 装置と方法

(1) Coded aperture の製作

0.15 mm 厚のタングステン板(縦 50 mm, 横 200 mm)を 4 mm 間隔で平行に並べ、縦 200 mm, 横 200 mm, 厚さ 50 mm の平行多スリットを作製した。この平行多スリットを、シーメンス社製ガンマカメラ (ZLC-7500) に装着し、有効視野 314 cm^2 の coded aperture (以下 CA と略記する) として用いた (Fig. 1)。CA 板の回転軸とカメラの中心軸とを一致させ、CA を回転させるようにした。

(2) 撮像系とデータ収集

CA-検出器間距離は 50 mm, 線源-CA 間距離は 50~100 mm となるように CA とカメラを配置した。中心を軸にして CA を 5 度ずつマニュアルで回転させ、計36回のデータ収集を行った。

測定時間は、対象により異なるが、1回のデータ収集につき 0.1 秒, 1 秒, または 10 秒のいずれかとした。したがって、1 撮像につき、合計で 3.6 秒, 36 秒, または 360 秒を費やしてデータ収集を行った (回転に要する時間を除く)。

収集マトリクスは 64×64 とした。

* 千葉大学医学部放射線医学教室

受付: 61年11月28日

最終稿受付: 62年2月13日

別刷請求先: 山梨県中巨摩郡玉穂町下河東 1110

(☎ 409-38)

山梨医科大学放射線医学教室

藤 本 肇

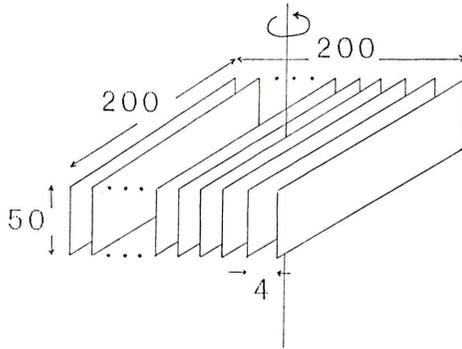


Fig. 1 A schema of the coded aperture produced by way of trial.

(3) 画像の再構成

得られた coded image を filtered back projection⁹⁾により再構成した。使用システムは SCINTIPAC-2400 である。

Filter は, Shepp & Logan⁹⁾ または Ramachandran & Lakshminarayanan¹⁰⁾ を用いた。

(4) 撮像の対象

まず, 検出感度・解像力を調べるために, ファントムを用いて撮像を行った。ファントムとしては $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を 5 mCi 注入したフラッド線源の上に Derenzo 型テストパターン¹¹⁾ を置いたものを用いた。CA および通常の低エネルギー用平行多孔型コリメータを使用して撮像を行い, 両者の計数効率を比較し, また, CA による再構成画像についても検討した。

次に, 臨床例につき CA によるイメージングを試みた。

III. 結 果

(1) Derenzo 型テストパターンのイメージ

10~25 mm 間隔で 2.4~6.0 mm ϕ の孔を配置した Derenzo 型テストパターンの模式図を Fig. 2-1 に示す。Fig. 2-2 は, 通常の平行多孔型コリメータを使用して撮像したものである。撮像時間 3.6 秒で 4.7×10^3 カウント (15 カウント/cm²) の低カウントであった。得られた画像は雑音成分が多く不均一であった。6.0 mm ϕ , 25 mm 間隔で配置した像が辛うじて描出できた。

Figure 2-3 は, CA を用いて 0.1 秒 \times 36 回のデータ収集を行い, 再構成により得られた画像である。総撮像時間は平行多孔型コリメータ使用の時と同じであるが, 総計数は 3.1×10^5 カウント (1,000 カウント/cm²) であり, 効率は約 70 倍であった。再構成像では RI 像は比較的均一に分布しており, これから, 平行多孔型コリメータに比べて, 雑音成分は少ないと思われた。しかし, 6.0 mm ϕ , 25 mm 間隔配置の像が部分的に描出されたに過ぎず, 平行多孔型コリメータの像よりは解像度が劣っていた。再構成に要した時間は, 約 10 分であった。

(2) 臨床例

次に臨床例のイメージングを試みたので, それらをお覧する (Fig. 3)。

Figure 3-1 は右甲状腺腫瘍の症例である。 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 7 mCi 投与による CA 像で, 右葉の 2 cm 径の腫瘍が欠損として描出された。0.1 秒 \times 36 回のデータ収集にて総計数は 1.6×10^5 カウントであり, 平行多孔型コリメータを用いた場合の約 280 倍であった。

Figure 3-2 は第 12 胸椎および第 2 腰椎の転移性骨腫瘍の症例で, ^{99m}Tc -methylenediphosphonate (MDP) 15 mCi 投与後の CA 像である。病変部への ^{99m}Tc -MDP の特異的集積が描出される。1 秒 \times 36 回のデータ収集にて, 総計数 1.3×10^6 カウントであり, 平行多孔型コリメータと比較して約 30 倍の効率であった。

Figure 3-3 は ^{99m}Tc -MDP 15 mCi 投与後の正常左手の骨の CA 像を示す。10 秒 \times 36 回のデータ収集で, 2.0×10^6 カウントを得, 効率は平行多孔型コリメータの約 40 倍であった。

いずれの症例においても, CA 像は, 解像力は通常の低エネルギー用平行多孔型コリメータによるものと比較して劣っているが, 計数効率は約 40~280 倍を示した。

IV. 考 察

核医学撮像系の効率改良を目的として, 従来のコリメータに換えて CA を用いて再構成画像を得

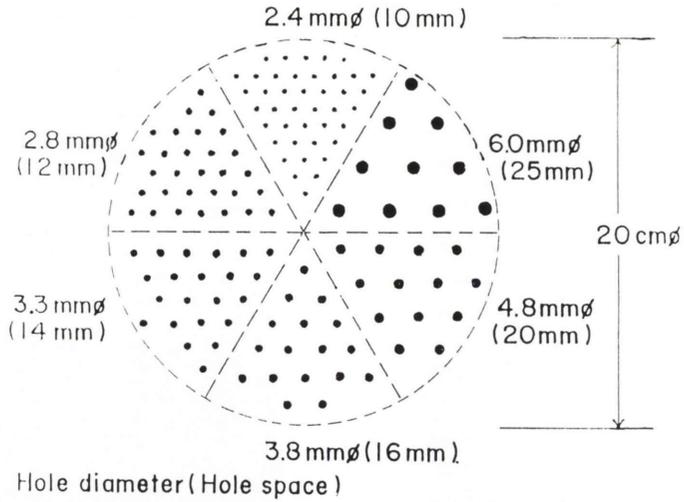


Fig. 2-1 A schema of the Derenzo-type test pattern.

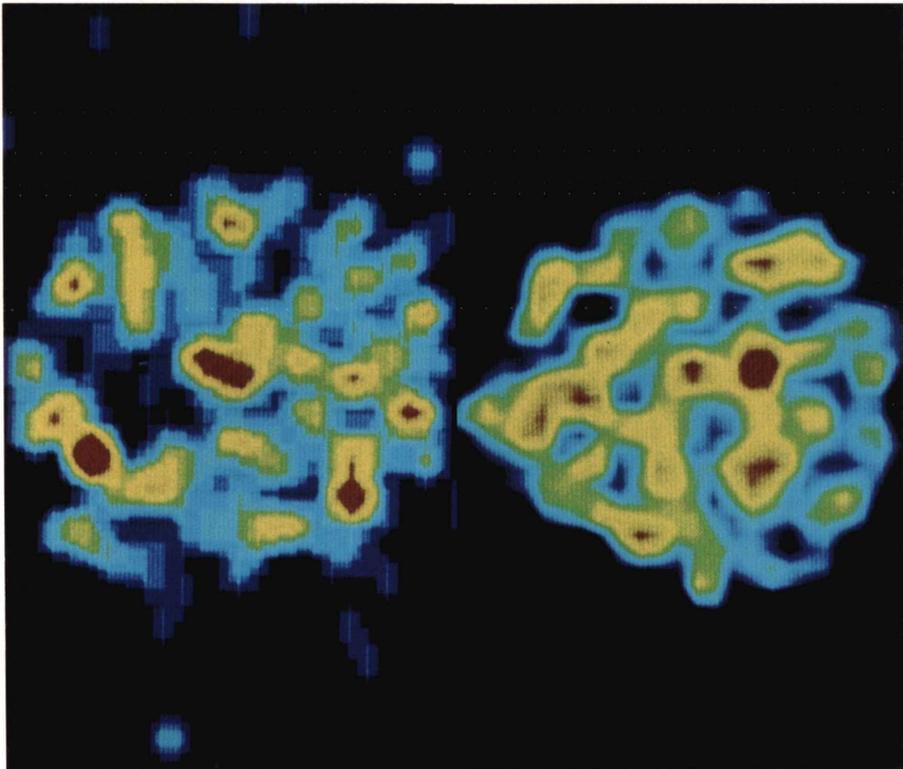


Fig. 2-2 With a parallel collimator
3.6 sec
15 counts/cm²

Fig. 2-3 With a coded aperture
0.1 sec × 36 times
1,000 counts/cm²

Fig. 2-2, 3 Radionuclide images of the test pattern described in Fig. 2-1. (Only the part of 6 mmφ holes with 25 mm intervals)

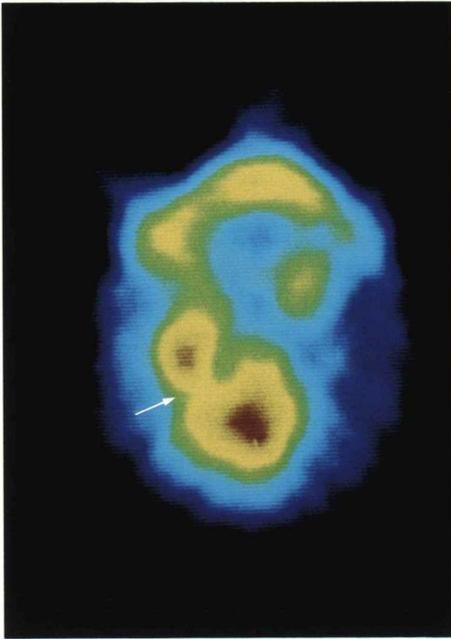


Fig. 3-1 Right thyroid mass ($^{99m}\text{TcO}_4^-$ 7 mCi).
0.1 sec \times 36 times. 162 k counts.
A cold spot is revealed at the lower pole of
right lobe (arrow).

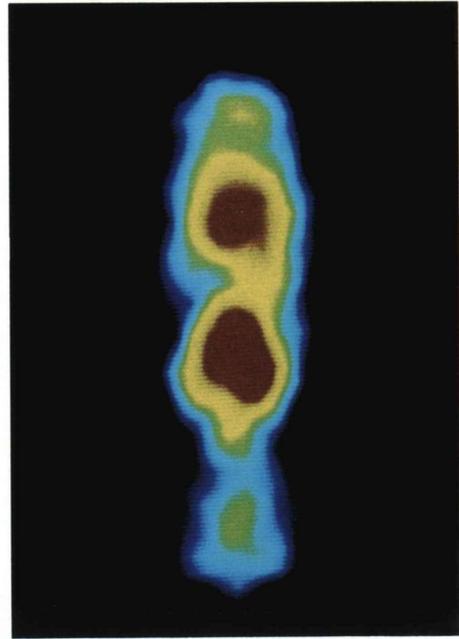


Fig. 3-2 Metastatic bone tumor (Th12 & L2, ^{99m}Tc -
MDP 15 mCi).
1 sec \times 36 times. 1.3 M counts.

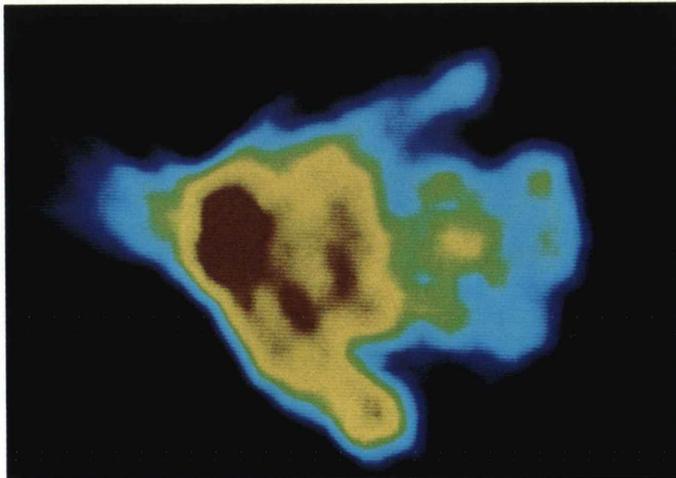


Fig. 3-3 A normal left hand (^{99m}Tc -MDP 15 mCi)
10 sec \times 36 times. 2 M counts.

る試みは、すでにいくつかの報告があるが、そのほとんどは、multiple pinhole 型の CA を用い、数スライスの断層像を得ようというものであった¹⁻⁶⁾。

Michigan 大学の Koral^{4,5)} は、時間変調方式の multiple pinhole 型 CA を開発し、心筋や甲状腺の断層像につき臨床的検討を加えている。結節性甲状腺腫につき、CA による前額断層像と、ピンホール型コリメータによる像を比較し、CA の使用により、短い撮像時間にてより良好なコントラストの像が得られるが、再構成に約 2 時間を要するのが難点であるとしている。

長谷川ら⁶⁾ は、やはり multiple pinhole 型の CA により、脳や肝臓等の比較的大きな臓器について、断層像を得ている。

Mauderli⁷⁾ は、テルル化カドミウム (CdTe) を用いた半導体検出器とタングステン板による平行多スリットを組み合わせた回転撮像系を作製し、線源を用いて画像の再構成を行っている。スリット間隔 2.4 mm で有効視野 13.2 cm² の装置で、17×17 マトリクスの画像を再構成し、6 mm の解像力をもつという。

われわれの試作した CA は、この系を基盤とし、ガンマカメラによる検出系に置き換えたものである。この検出系は、断層像ではなく投影像を得ることを目的とする。手製の試作品のため、スリット間隔は 4 mm としたが、臨床例の撮像を試みるため、200×200 mm の視野をもたせた。

計数効率については、撮像の対象により差異がみられたが、今回試みた例においては、少なくとも平行多孔型コリメータの約 30 倍以上の値が得られた。

Anger の解像力 (半値幅) 計算式¹²⁾ を多スリットの式に改変することにより、この回転多スリットの幾何学的解像力 (半値幅) を計算してみると、線源 - CA 間距離 50 mm のときが 12 mm、線源 - CA 間距離 100 mm として 16 mm となる。収集マトリクスは 64×64、ピクセル幅は 4.7 mm のため、検出器自体の解像力は 4 mm である。ゆえに、総合解像力は、線源 - CA 間距離 50 mm では 13.5

mm、100 mm では 17.1 mm である。

したがって、解像力のみについて考えると、現在使用されている平行多孔型コリメータに比べて、この CA によるメリットはなく、得られる画質は良好とはいえない。しかし、計数効率が良いので、撮像時間は短縮し得るものと考えられる。Derenzo 型テストパターン¹³⁾の撮像が示すように、通常の平行多孔型コリメータでは雑音が多く不均一な画像しか得られないような短時間のデータ収集でも、CA を用いることにより雑音成分の少ない像を再構成する可能性もある。臨床例においても、解像力に改良の余地があるが、短時間で異常集積や欠損を描出し得た。

この CA において、スリットを検出器にほぼ密着させ、スリット間隔を 2 mm とすれば、計算上、効率はスリット間隔 4 mm に比べ約 40% に低下するものの、幾何学的解像力は 10 cm 距離で 6 mm と向上する。この場合でも、平行多孔型コリメータに比べて、効率は少なくとも 12 倍である。

また、CA 全体の厚さを 30 mm とし、スリット間隔 1 mm で配置すれば、効率は約 30% になるが、これは平行多孔型コリメータに比べ、少なくとも 9 倍である。この場合の幾何学的解像力は 10 cm 距離で 4.3 mm となり、平行多孔型コリメータよりもはるかに優れた撮像を得ることも、理論的には可能である。

画像のマトリクスは、本報告においては、再構成に時間がかかることを懸念して 64×64 とした。ソフトウェア上の工夫により、10 分以内での計算処理が可能であった。今後改良すれば、128×128 の画像処理も十分短時間に行い得ると思われる。

V. ま と め

回転平行多スリット型 coded aperture を試作し、ガンマカメラに装着して撮像を行い、平面像 (planar images) が得られることが確かめられた。通常の平行多孔型コリメータと比較して、少なくとも 30 倍の効率でデータ収集ができ、おおむね 10 分以内にて 64×64 の画像の再構成が可能であった。臨床例の撮像も行ったが、十分な解像力を得

るためには、スリット間隔の短縮等の改良の余地があると思われる。

この形式のCAの利用により、核医学イメージングにおける撮像時間の短縮が期待できる。

文 献

- 1) Chang LT, Macdonald B, Perez-Mendez V, et al: Coded aperture imaging of Gamma-rays using multiple pinhole arrays and multiwire proportional chamber detector. IEEE transactions on nuclear science NS-22: 374-378, 1975
- 2) Koral KF, Rogers WL, Knoll GF: Digital tomographic imaging with time-coded pseudorandom coded aperture and Anger camera. J Nucl Med 16: 402-413, 1975
- 3) Rogers WL, Koral KF, Mayans R, et al: Coded aperture imaging of the heart. J Nucl Med 21: 371-378, 1980
- 4) Koral KF, Freitas JE, Rogers WL, et al: Thyroid scintigraphy with time-coded aperture. J Nucl Med 20: 345-349, 1979
- 5) Resinger WW, Rose EA, Keyes Jr JW, et al: Tomographic thyroid scintigraphy: comparison with standard pinhole imaging: concise communication. J Nucl Med 22: 638-642, 1981
- 6) 長谷川武夫, 小林昭智, 中沢 緑, 他: Multiple pinhole coded aperture による radioisotope 断層像の復元及び画像補正に関する研究. 日本医学放射線学会雑誌 43: 317-327, 1983
- 7) Mauderli W, Luthmann RW, Fitzgerald LT, et al: Computerized rotating laminar radionuclide camera. J Nucl Med 20: 341-344, 1979
- 8) Katsulai H, Arimizu N: An iterative reconstruction from truncated projection data. IEEE transactions on nuclear science NS-32: 1217-1224, 1985
- 9) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. IEEE transactions on nuclear science NS-21: 21-43, 1974
- 10) Ramachandran GN, Lakshminarayanan AV: Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: Application of convolutions instead of Fourier transforms. Proc Natl Acad Sci US 68: 2236-2240, 1971
- 11) Derenzo SE, Budinger TF, Cahoon JL, et al: The Donner 280-Crystal High Resolution Positron Tomograph. IEEE transactions on nuclear science NS-26: 2790-2793, 1976
- 12) Anger HO: Radioisotope Cameras, In Instrumentation in Nuclear Medicine, pp. 486-552, Academic Press, New York, 1967

Summary

Coded Aperture Imaging Using a Rotating Multi-Slit Aperture

Hajime FUJIMOTO, Hiroshi KATSURAI and Noboru ARIMIZU

Department of Radiology, Chiba University School of Medicine

A rotating multi-slit type coded aperture made by tungsten plates was equipped with a gamma camera for the purpose of improvement of the efficiency of the radionuclides imagings. With this coded aperture instead of a conventional parallel multi-hole collimator, coded image data was acquired from a phantom and some clinical cases. The decoded images with the matrix of 64×64 were reconstructed by filtered back projection.

Using this aperture, the efficiency was at least 30 times better than the system with a parallel

multi-hole collimator. The decoded images were reconstructed within 10 minutes.

Although this leaves plenty of room for improvement of some mechanical structures of this aperture to achieve better spatial resolution, for example, shortening of the width of the slit, it was suggested that the time for data acquisition can be curtailed using this kind of coded aperture.

Key words: Coded aperture, Rotating multi-slit, Filtered back projection, Efficiency.