

Title	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
Author(s)	長谷川, 武夫; 小林, 昭智; 中沢, 緑 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1983, 43(2), p. 317-327
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17650
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

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

関西医科大学放射線科学教室

長谷川武夫 小林 昭智 中沢 緑 白石 友邦
赤木 清 播磨 洋子 播磨 敬三 村田 貴史
河 相吉 中野 佳世 田中 敬正

(昭和57年3月1日受付)

(昭和57年6月25日最終原稿受付)

Study on Decoding of Multiple Pinhole Coded Aperture Radioisotope Tomographic Images and Image Processing

Takeo Hasegawa, Akitoshi Kobayashi, Midori Nakazawa, Tomokuni Shiraishi,
Kiyoshi Akagi, Youko Harima, Keizou Harima,
Takashi Murata, Sokichi Kawa,
Kayo Nakano, and Yoshimasa Tanaka

Research Code No. : 705.1

Key Words : Multiple pinhole coded aperture, Tomographic image,
Decoding, Reconstruction, Image processing.

This research is concerned with Multiple pinhole Coded Aperture (MPCA) and radioisotope tomographic imaging. In the process of radioisotope tomographic imaging, RCT, Time modulate, MPCA and other methods are used. In comparison with the other available methods, MPCA imaging is a relatively simple procedure. In contrast with the other methods, the MPCA method requires relatively simple apparatus, does not require rotation or sliding of either the detector or the patient and can utilize the commonly used Gamma-camera without any further modification. An additional advantage of the MPCA method is the fact that it is possible to obtain a tomographic image of any desired depth from a single exposure, using optical or mini-computer reconstruction method. However, the MPCA method has several weak points 1) Due to the rounding-off processing, the tomographic image contains point omission and shifting of point coordinates. 2) Due to the form of pinhole arrangement the central portion of the decoded image is a high count area. 3) Due to overlapping of the projection images obtained from the respective pinholes, the shadowgram contains side lobe noise which greatly reduces image quality. Due to the above described problems, clinical use of the MPCA method is limited to use of the 7-pinhole Collimator in imaging of small organs (especially the heart). Until now, it has not been possible to utilize the MPCA method for imaging of large organs. This research presents an experimental analysis, in an attempt to overcome these problems: A) A reconstruction algorithm for large organ imaging using the MPCA method was developed. B) Correction software for the reconstruction image was designed. C) Digital filter processing software was also designed. Using these measures, it is possible to obtain clinically useful tomographic images of all large organs which exhibit radioisotope uptake.

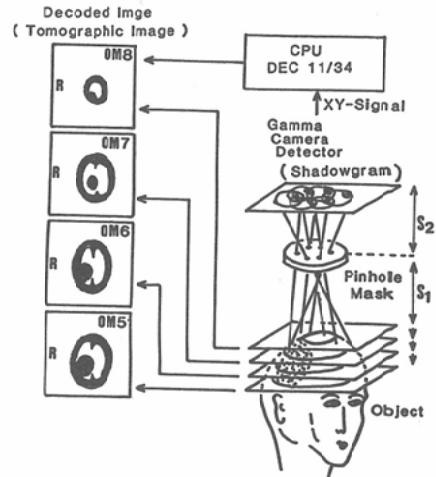
1. 緒 言

近年、小型電子計算機の利用は目覚ましく放射性同位元素(以下 RI と略す)による画像診断に大きく貢献している¹⁾²⁾。これら非侵襲的な形態及び動態検査の一つに断層撮影技術が発達して来た。RI による断層撮影法には ECT 法³⁾、Time Modulation 法⁴⁾、Multiple Pinhole Coded Aperture 法⁵⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾(以下 MPCA と略す)等がある。これらの方法の中で MPCA 法は他の方法に比較すると、装置が簡単で、検出器、または患者の回転や平行運動を必要とせず、更に、一般に使用している γ カメラに改造なしに、光学的または小型電子計算機によって、一回の撮影で容易に任意の深さの断層像が得られる利点を持つ。しかし MPCA 法による断層像には、復元作業が必要であり、1) 四捨五入操作による画像座標のぬけや偏りを生ずる。2) 復元断層像の中央部が MPCA Mask の穴の配列関係により、高計数値を示す。3) 投影像(Shadowgram)上で、各穴からの投影画像の重なりが、重複高計数値域(Side Lobe Noise)として残り、画質の低下を示す等の欠点がある。MPCA 法は現時点では 7-Pinhole Collimator⁹⁾¹⁰⁾として小型臓器(特に心臓)に限って使用され、他の大型臓器には利用されていない。本研究は前述の問題点を解析し、a) 大型臓器に対する MPCA 法の復元 Algorithm の開発、b) 復元断層像の歪み補正 Software の開発、c) Digital Filter による画像処理 Software の開発等によって、復元時の問題点を解決し RI 集積を示す全臓器に対して、臨床上有用な断層像を得ることを目的として行った。

2. 原 理

MPCA 法の原理は Pinhole Camera であり、撮影時に各深さの断層面より発した γ 線は、Pinhole Mask の各穴を通して、穴の数だけ、逆さまに重なった投影像(Shadowgram)が得られる。この一回の撮影により得られる一枚の Shadowgram 中には全ての深さの情報が含まれているため、Fig. 1 に示すごとく、被写体-MPCA Mask (S_1)、MPCA Mask-検出器面 (S_2) 間隔を定めて逆投影すると、任意の深さの断層像が復元され

A Method of Tomographic Imaging Using a Multiple Pinhole Coded Aperture



$$\delta = d(1+S_1/S_2)$$

$$\Delta = 2(d/D)S_1(1+S_1/S_2)$$

- δ : Lateral spatial resolution.
- Δ : Depth resolution.
- D : Maximum distance between the furthest spaced pinholes.
- d : Diameter of the pinhole.
- S_1 and S_2 : Shown in this figure.

Fig. 1 The theoretical equations for spatial resolution and depth resolution using the MPCA method. The Gamma-rays emitted from the object from a shadowgram on the detector surface. By changing S_1 , it is possible to reconstruct a tomographic image of any desired depth from the shadowgram.

る。MPCA 法による撮影時の検出効率穴の数によって決定され、断層像の空間分解能(δ)は次式に示すごとく、穴の径に比例して上昇する⁸⁾。

$$\delta = d(1+S_1/S_2) \quad \text{---(1)}$$

ここで、 d は穴の径、 S_1 は被写体-MPCA Mask 間距離、 S_2 は MPCA Mask-検出器面間距離を示す⁶⁾⁷⁾⁸⁾。また深度分解能(Δ)は次式に示すごとく穴の配列の最大距離(D)と MPCA Mask-検出器面距離(S_2)に逆比例して上昇する⁶⁾⁷⁾⁸⁾。

$$\Delta = 2(d/D)S_1(1+S_1/S_2) \quad \text{---(2)}$$

3. 方 法

3-1 MPCA Mask の穴座標の決定

MPCA 法による断層撮影は一般に使用している γ カメラに改造を加えず、基本的に MPCA Mask をカメラに装置し、Shadowgram を一枚撮

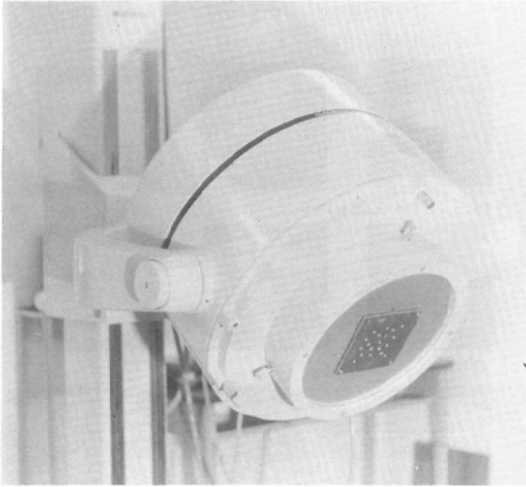


Photo 1 A Gamma-camera equipped with a mount. The central portion of the mount contains the MPCA mask. It is possible to interchange MPCA masks.

影することで、光学的復元器⁵⁾又は小型電子計算機との併用で、容易に断層像が得られる⁶⁾⁷⁾⁸⁾。本研究では Anger Type Gamma Camera (GCA-401 : Toshiba). Mini Computer (DEC 11/34 : DEC) Disk Unit (5.2MB PLOIK-DC : DEC), Display Unit (Model-5500 : CONRAC) を使用し、Photo 1 に示す MPCA (鉛厚 : 12mm, MPCA-検出器間隔 : 10cm) を試作し用いた。MPCA を用いて Shadowgram を撮影し、Shadowgram から断層像を復元する場合、MPCA Mask の座標が必要である。我々は Fig. 2 に示す方法を用いて、各 MPCA-Mask の穴の座標決定を行った。面線源から発した γ 線が MPCA Mask の穴を通して検出器面に垂直に投影される様に Collimator を配置して、128×128 Matrix で data 収集を行ない、収集画像 (MPCA の穴の位置だけに計数値が存在する) に Smoothing 処理を加えて後ピーク値を示す座標を穴の座標 (x,y) として決定した。各 MPCA は番号が付けられ、穴の座標と共に、Core 内に常駐させた。

3-2 復元作業

穴の座標が決定された MPCA を γ カメラに装着し、128×128 Matrix 画像として Shadowgram を撮影し、著者の考案した復元式(逆投影式) (3)

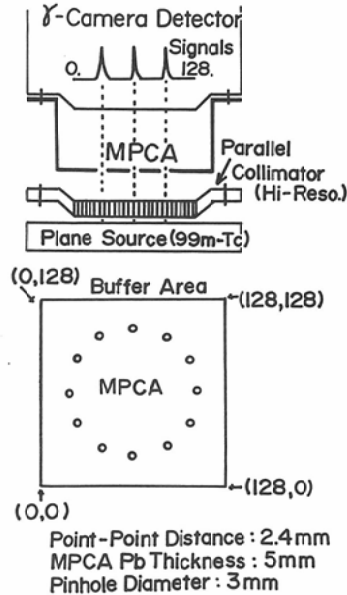


Fig. 2 The method in which the coordinates of the pinholes on the MPCA mask are determined. Gamma-rays emitted from the plane source pass through the MPCA mask. The mask is placed so that the rays passing through the pinholes are projected perpendicularly to the detector surface.

を用いて各穴ごとに全座標を逆投影した。復元に用いた逆投影変換式を次式に示す。

$$XT = N - LA(XO - N) / LP \quad \text{---(3)}$$

ここで XT は復元断層像の座標、XO は Shadowgram の座標、N は MPCA Mask の穴の座標、LA は検出器面—MPCA Mask 間隔 (S_1)、LP は MPCA Mask—被写体間隔 (MPCA-断層面間隔) を示す。本研究では S_1 (LA) = 10cm であり、MPCA より任意の距離 S_2 (LP) を決める事により、一枚の Shadowgram から任意の深さの断層像が復元できる。

4. 復元断層像の補正

単純に (3) 式を用いて、復元した断層像には座標のぬけや偏りを生じ、画像の中央部が高計数値域を示して歪みを生じ、Shadowgram 上での各穴からの投影像の重なりが重複高計数域 (Side lobe noise) として現われ、画質の低下を来たすため、これらの補正を行う必要がある。

4-1 復元断層像座標のぬけ、偏り補正

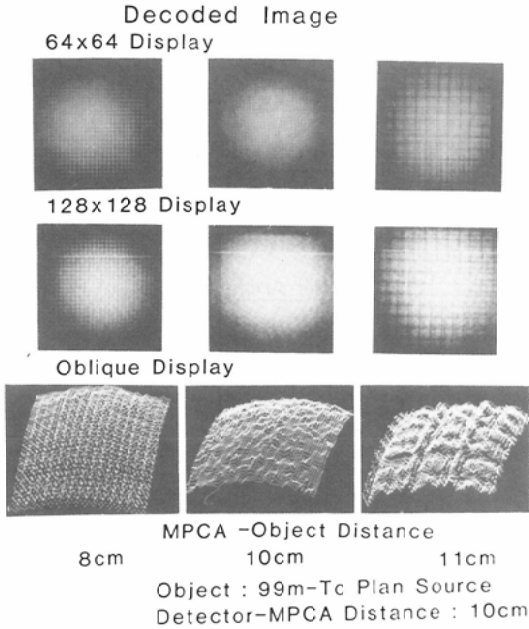


Fig. 3 The reconstructed image of a plane source, using the simple calculation method. Count shifting and omission can be observed.

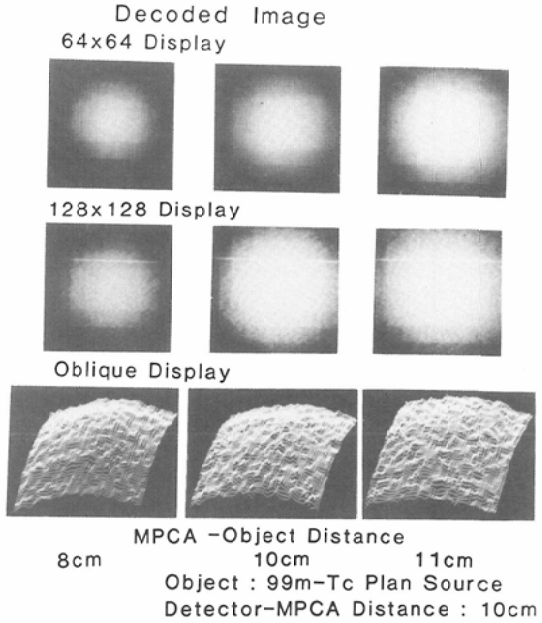


Fig. 4 The reconstructed image of a plane source, using the new calculation method. Count shifting omission have been eliminated. The object is the same plane that was used in Fig.3.

単純に(3)式により、復元計算を行うと、四捨五入操作により、逆投影像上の座標に計数値のぬけや偏りを生じ、画質の低下を起こす(Fig. 3)⁷⁾⁸⁾。いかなる幾何学条件下でも、Shadowgramと復元像の座標が対応する様に、断層面に着目して、断層面に来るべき計数値をShadowgram上から求める事によって対応づけを行った⁷⁾⁸⁾。(Fig. 4)その結果、Fig. 4の面線源像では、Fig. 3の様な座標のぬけや偏りによる画質低下が改善された。

4-2 復元像の中央部高計数値域の補正

MPCA法による断層像は面線源を撮影しても穴の配列位置によって、復元像の中央部が高計数値域を示す⁷⁾⁸⁾。この歪み補正のために、著者達は十分な厚さのある面線源を撮影し、各深さの復元断層像の中央部高計数値を調べ、この高計数値域を平坦化する最適係数(乗じた結果が復元面線源の平均値の80%を示す様な係数)を各深さごとに求めて、Tableの形でCore内に常駐させた。Fig. 5は面線源の復元像、補正係数、補正後の復元像

を示す。作成した補正係数はMPCAより前方に5cm~25cm間の20cmの間を1cm間隔で求めた。

4-3 Side lobe Noiseの除去

穴と穴の間隔が狭い場合や被写体が大きい場合にはShadowgram上で、各穴からの投影像が重なり合って、その領域が復元像に重複高計数値域(Side lobe Noise)として表われて画質低下の原因となる。この問題の解決法として次の事項が考えられる。

- 1) ; 検出器面を大きくする
- 2) ; 穴と穴の間隔を大きくとり、穴の数を減らす。
- 3) ; 被写体をMPCAより離して撮影する。(投影像自体を小さくする。)
- 4) ; 開口する穴を1カ所にして、順次開口する穴の位値を変化させて、穴の数だけ撮影を行い、穴の数だけ(重なりのない撮影像)Shadowgramを撮影して、復元を行う。
- 5) ; 重なりを示す領域は穴の配列形と数により

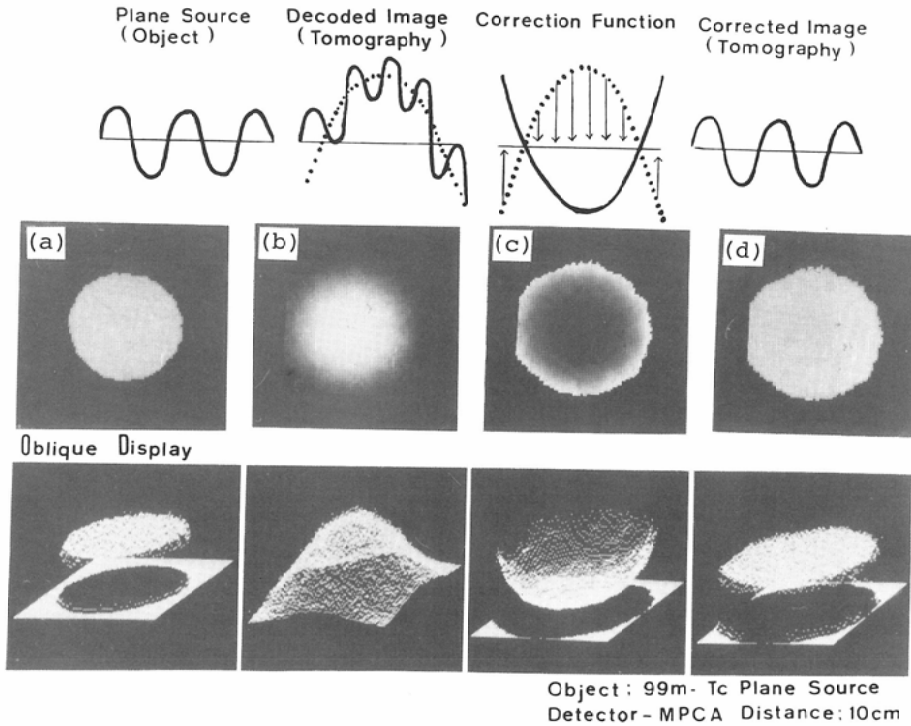


Fig. 5 (a) The image of a plane source, obtained by using a parallel collimator. (b) The tomographic image of a plane source, obtained by using the MPCA method. In the central portion of the image, high counts can be seen. (c) The correction coefficient for the high counts in the central portion. It is necessary to calculate a correction coefficient for each tomographic depth. (d) By multiplication of the reconstructed tomographic image (of a plane source) by the correction coefficient, a corrected plane source image is obtained. As in the image obtained by using the parallel collimator, the corrected MPCA method image does not exhibit high counts in the central portion.

決定されるため、Software によって解決する。

これらの方法の中で、本研究は3), 4)を選び実験を行った。Fig. 6は Side lobe Noise 除去法を示す。この方法では Shadowgram 中で像の重なりがないため、復元像中に Side lobe Noise が出現しない。しかしこの方法は Static な画像には有効であるが、動態機能検査には問題がある。(小型臓器に対しては問題はない) ここで3)と4)の組合せが必要となる。

5. Filter 処理

復元後の断層像に補正処理を加える事によって画質は大幅に改善され、平行 Collimator 像よりも統影が容易となったが MPCA 系の持つボケを修正する目的で補正処理後に Filter 処理を加えて

最終画像とした。

5-1 逐次近似法 (Iterative Approximation Method)

この方法は撮影系の持つボケの程度を調べボケにより失われる成分を順次補正して、観測像を真の画像に近づける方法である¹⁾。Fig. 7はこの方法のブロック図及び Phantom 実験の結果を示す。観測像 (O) に MPCA 撮影系で求めた点応答関数 (PSF) を重畳積分し、PSF によりボケた画像を得る。次に観測像 (O) からボケた画像を減算し、ボケにより失われた画像成分を求める。この PSF の重畳積分で失われた情報をもとの観測像に加える事によって鮮鋭度を高める方法で、観測像を (A)、真の画像を (T)、PSF を (F) と

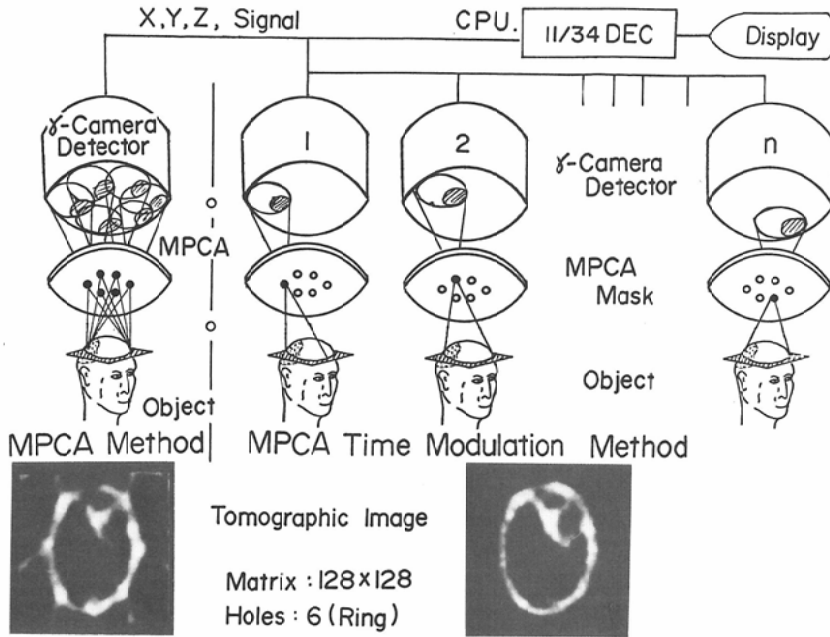


Fig. 6 The method of eliminating side lobe noise. Using the new reconstruction method, there is no overlapping if the projection images on the shadowgram. Therefore, side lobe noise does not appear in the reconstructed tomographic image.

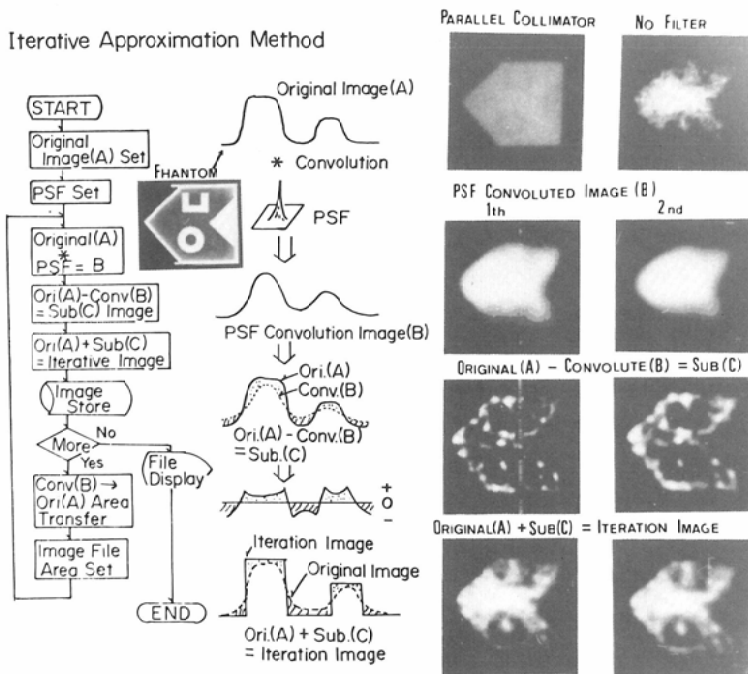


Fig. 7 Results of the 1st and 2nd approximations, using the Iterative Approximation Method and a phantom object.

すると近似計算は次式で示される。

$$T = A + \{A - (A * F)\} \quad (4)$$

ここで*は重畳積分を示し、式は一次元で表示

している。2回目以後の近似はTをAと置きかえて、(4)式の計算を繰り返し計算する。原理的には、この操作の繰り返しにより、限りなく観測

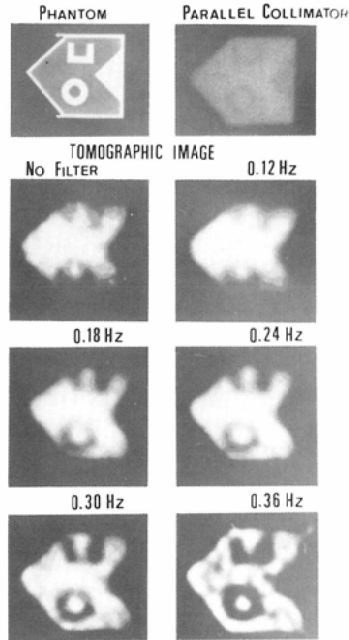
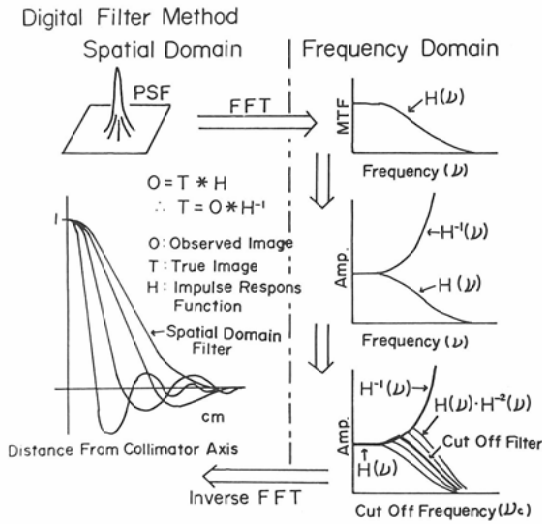


Fig. 8 The method of obtaining the filter function and the result of using filter processing of a phantom image. The higher the cut-off frequency of the filter, the greater the enhancement of the high frequency region.

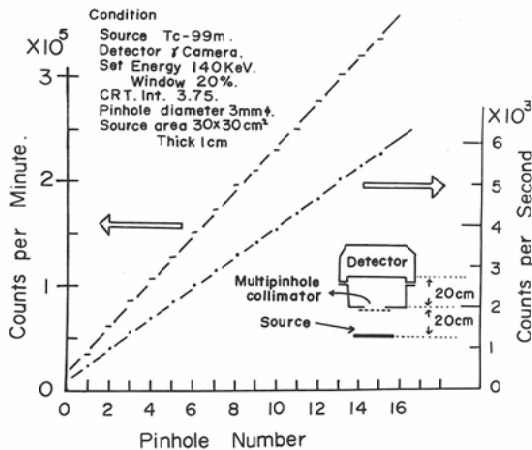


Fig. 9 The detection efficiency of MPCA method is displayed. The Y-axis indicates the counts. The X-axis shows the number of holes in the MPCA mask. It can be seen that detection efficiency is directly proportional to the number of pinholes.

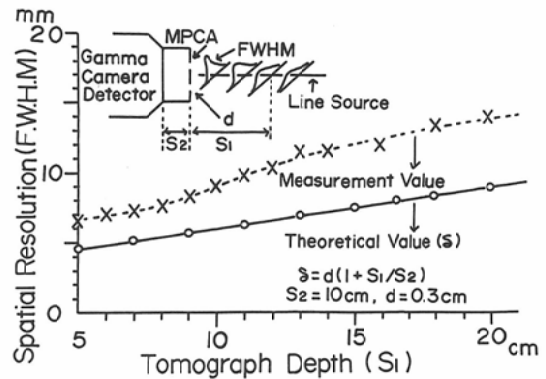


Fig. 10 The spatial resolution obtained using the MPCA method is displayed. The y-axis indicates the spatial resolution. This x-axis indicates the distance between the MPCA mask and the tomographic plane. When the tomographic plane is close to the MPCA mask, the quality of the spatial resolution is decreased, due to the effect of the pinhole taper angle.

像は真の画像に近づく。しかし、実際には復元断層像中に Noise が含まれているため、近似計算の繰り返しにより Noise 像が強調され、上昇していた画質は低下を示す様になる。MPCA 系では 3 ~ 4 回の近似が最適画質を示した。

5-2 重畳積分法 (Convolution Method)

この方法は撮影系の応答関数を求め、このボケ関数により失なわれる情報を再現するものである¹⁾。観測像 (O) は真の画像 (T) に応答関数 (ボケ関数; H) が重畳積分 (Convolution) されて、ボケて観測されている。それらの関係は次式で示される。

$$O = T * H \quad (5)$$

(ここで * は重畳積分を示し、式は一次元表示で示してある) 従って真の画像 (T) は、次式で求める事ができる。

$$T = O * H^{-1} \quad (6)$$

つまりボケ関数の逆数 (H^{-1}) が求めれば、真の画像が求まることになる。著者達は Impulse re-

sponse 関数 (応答関数: H) として点 (PSF) 又は線応答関数 (LSF) を MPCA 系で求め、この画像 (128×128 Matrix) を Fourier 変換し、実空間から周波数空間でのボケ関数 (H) を求め、次にボケ関数の逆数 (H^{-1}) を算出した。このボケ関数の逆数は高周波域に行く程、無限大に増幅する性質を持つため、適当な周波数で減衰させるための cut off 周波数 (νc) を 0.03 Hz 間隔で定めた。この関数は周波数が 0 から νc までは平坦な形を示し、 νc 以上では減衰する形を持つ。この関数 (cut off Filter: FC) は次式で示される。

$$F_c = \begin{cases} H^{-1}(\nu) & \dots 0 < \nu < \nu c \\ H^{-2}(\nu c) \cdot H(\nu) & \dots \nu c < \nu < \infty \end{cases} \quad (7)$$

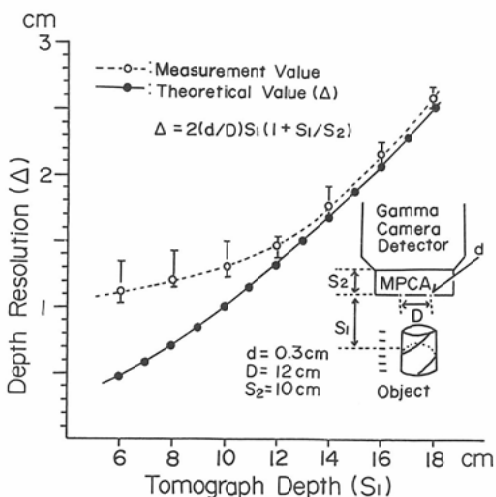
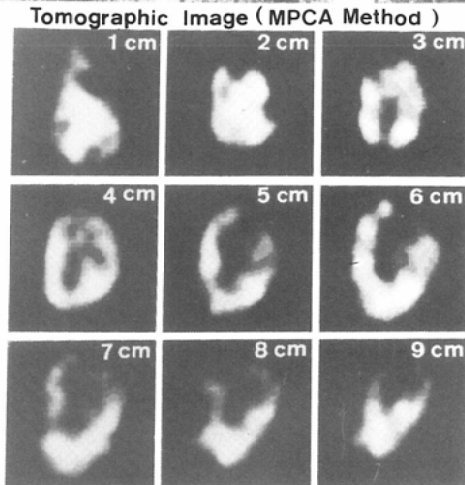
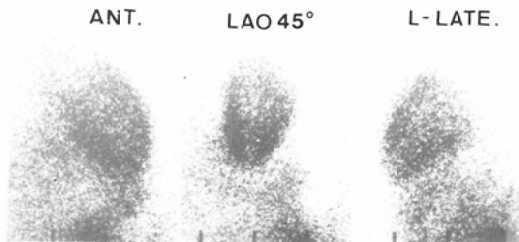


Fig. 11 The depth resolution obtained using the MPCA method is shown. As the distance between the MPCA mask and the tomographic plane increases, the quality of the depth resolution is decreased, but the obtained value grow increasingly closer to the theoretical values. When the tomographic plane is close to the MPCA mask, the obtained values for the depth resolution are inferior to the theoretical values, due to the effect of the pinhole taper angle.



Level Cut: 60 ×
Cut Off Freq. 0.18Hz
Nuclide; 201-Tl
LAO 45°

Fig. 12 Above: 201-Tl myocardial scintillation images, obtained using a parallel collimator. Below: Apex to posterior wall 45°-LAO projection tomographic myocardial images, obtained using the MPCA method.

著者達は、この周波数空間での Filter 関数(Fc)を逆 Fourier 変換し、実空間での Filter(128×128 Matrix を16×16 Matrix に変換)を作製し、補正後の復元像に重畳積分して Filter 処理を行った。この Filter は Cut Off 周波数の高いもの程、高周波域が強調される性質を持つ。Fig. 8は Filter 関数の算出法と、Phantom 実験結果を示す。

6. 結 果

6-1 検出効率、空間分解能、深度分解能

検出効率は Fig. 9に示すごとく穴の数と、完全な比例関係を示した。空間分解能は MPCA-検出器面、MPCA-被写体間隔が10cmの所では5mm

の line phantom が分離し、穴の径と検出器の分解能により決定された(Fig. 10)。深度分解能は Fig. 11に示すごとく、MPCA より離れた位置にある断層像程、低下を示した。本研究では、MPCA-検出器面間隔：10cm、穴と穴の最大間隔：12cmの場合、MPCA より10cmの所の断層像の深度分解能は理論値に近い1 cmを示した。

6-2 臨床例

補正後の復元断層像に対しては、容易に、Level Cut 処理、Smoothing 処理、拡大処理等が行なえる。本研究では臓器の大きさによって処理内容を変更した。Level cut 処理は40~50%を加え、小型臓器では拡大処理を加える事で計算時間の短縮と良好な画質の断層像が得られた。Fig. 12は LAO-45°方向から撮影した ²⁰¹Tl の断層像を示す。平行 Collimator 像と比較すると、MPCA 法による断層像で表示された心尖側よりの心筋の厚さ、弁輪部、乳頭筋の位置などは血管造影画像及び解剖学的所見とも一致した。使用した Filter は0.18Hz の Cut off Filter であり、拡大処理によって、計算領域を最小限に押えてある。Fig. 13は原発胃癌の脳転移の患者の頭部断層及び CT scan 像、平行 Collimator 像を示す。平行 Collimator 像では右側頭部に陽性像、CT 像では右側頭部に周辺が高吸収域を伴う Ringenhancement を認め、CT-No の分布と形の異なった RI 集積の観測が容易である。Fig. 14は原発胃癌の肝転移患者の CT 像、平行 Collimator 像、MPCA 法による2 cm 間隔の断層像を示す(体表側を0cm とし、背側への距離を MPCA は表示している)。欠損部位とその深さ方向の範囲が確認でき、CT の低吸収域を示す位置との比較は読影上有効であった。

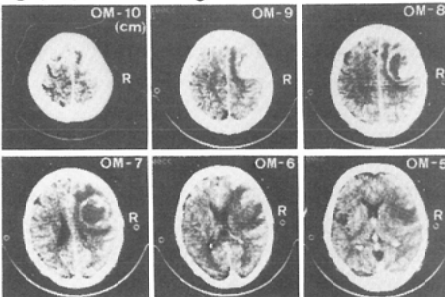
7. 考 案

心筋の断層像では心電同期による撮影により更に鮮鋭度の向上が期待でき、心筋梗塞例に於ても、平行 Collimator 像では不明な欠損像が容易に確認し得た⁷⁾。頭部断層像では、不要部分(上、下顎部、舌下腺、耳下腺等)の RI-Block は脳低部の病巣をも容易に表示し、脳血流閾門の破綻、病巣部血管床の増加等を知る上で有効であった⁸⁾。大型臓器である肝臓については、CT 像との対比が

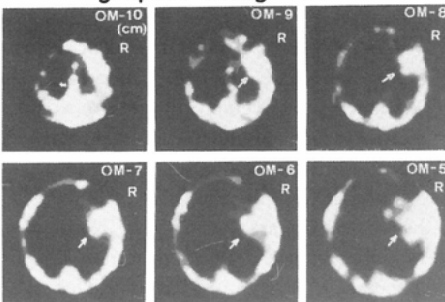
Scintigram (Parallel Collimator)



CT Scan Image



Tomographic Image (MPCA)



Patient: T.W, 68Y, (F) (Brain Metastasis)
 99m-Tc, Time Modulate Method
 Level Cut: 50% . Filter: 0.18Hz

Fig. 13 Brain images of a primary stomach cancer patient with brain metastases, obtained using CT imaging, a parallel collimator imaging and MPCA method tomographic imaging.

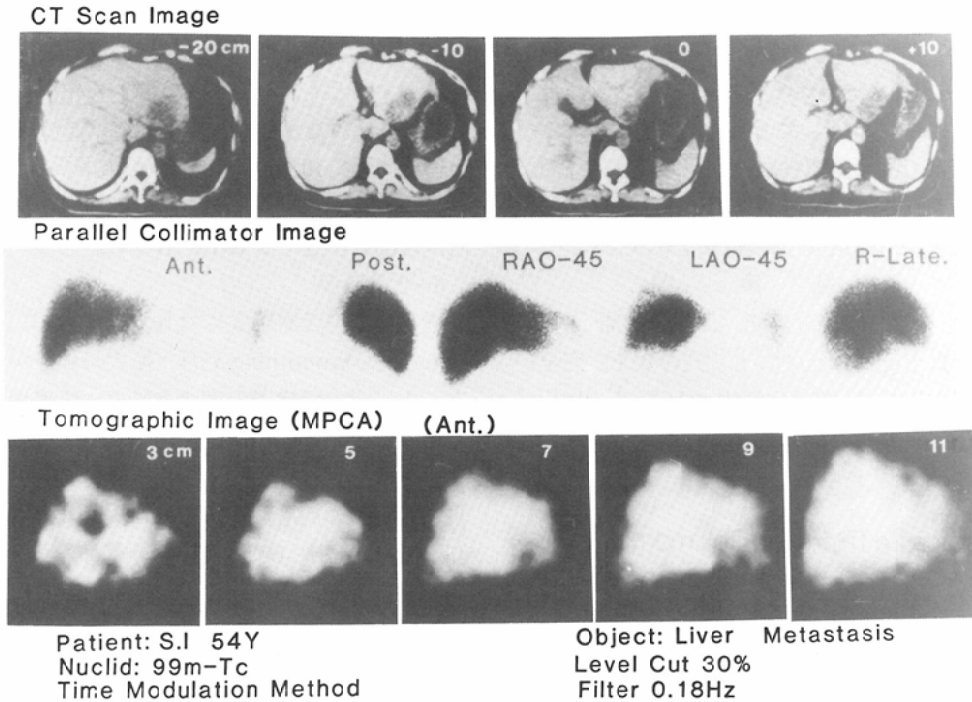


Fig. 14 Tomographic images of a large organ, the liver, obtained using MPCA method tomographic imaging. It is possible to confirm the size of the defect area by comparing it with that observed in the corresponding CT images.

有効であり、今後、深度分解能の補正がなされるならば、有用性は更に大きいと考えられる。ガンマカメラの調整に関しては、調整後、穴の座標が変化するため、調整ごとに MPCA Mask の穴座標決定が必要である。今後の問題としては深度分解能の補正と断層像の定量化であろう。深度分解能に関しては、復元式中に深度分解能の項を追加する事で改善され、定量化の問題解決にも結びつくものと考えられる。

8. 結 語

本研究による大型臓器に対する復元アルゴリズムは、7-Pinhole Collimator では復元できない大型 (RI 集積を示す) 臓器の断層像に対して有効な結果を示した。歪み補正後の復元断層像に対しての Filter 処理では、逐次近似法よりも重畳積分法の 0.18 Hz Cut off Filter が有効であった。

稿を終えるにあたり、本研究の遂行に終始、協力をいただいた西山 豊放射線科主任技師に深謝いたします。

文 献

- 1) 向井孝夫: 電子計算機による RI イメージ処理に関する研究. 第一編. シンチグラムの画像処理に関する研究; 日本医学放射線学会雑誌, 第35巻, 第10号, 868-882, 1975
- 2) 松尾 導昌: Digital Filtering による RI 画像 Computer Processing の研究; 日本医学放射線学会雑誌, 第36巻, 第2号, 159-177, 1976
- 3) Stiga Larsson: Gamma Camera Emission Tomography, Development and properties of a multi-sectional emission computed tomography Acta Radiologica, Supplementum, 363, STOCKHOLM 1981
- 4) Leslie, W. Rogers, Kenneth, F. Koral, Robert Mayans, Patrick F. Leonard, James, H., Thrall, Thomas, J. Brady. and Johom Keyes, W. Jr.: Coded Aperture Imaging of the Heart, J. Nuclear. Medicine, Vol. 21, No. 4, 371-378, 1980
- 5) Takeo Hasegawa, Hiroshi Hashiba, Kiyoshi Akagi, Tatsuo Fujino, Aritoshi, Kobayashi. and Magoichi Matsuda: A Method of Tomographic Imaging Using a Multiple Pin-

- hole Coded Aperture, Radioisotopes, Vol, 27, No6, 311—317, 1978
- 6) Takeo Hasegawa, Hiroshi Hashiba, Kiyoshi Akagi, Akitoshi Kobayashi, Magoichi Matsuda, and Tsukasa Shimogama; A Study of the Multiple Pinhole Coded Aperture and the Application of the Minicomputer in Image Decding, Radioisotopes, Vol, 28, No,2, 67—71, 1979
 - 7) Takeo Hasegawa, Akitoshi Kobayashi, Yutaka Nishiyama, Hiroshi Uehata, Kiyoshi Akagi, Tomokuni Shiraiishi Kazutoshi Katagami, Hidemobu Miura, Tsukasa Shimogama, and Yoshimasa Tanaka: J. Kansai Medical University, Vol, 32, Suppl, 23—32, 1980
 - 8) 長谷川武夫, 小林昭智, 西山 豊, 赤木 清, 上 畠, 博, 片上和敏, 白石友邦, 中沢 縁, 田中敬正: Multiple Pinhole Coded Aperture による RI 断層像の復元に関する研究, 断層撮影法研究会雑誌, 第9巻, 第1号, 26—33, 1981
 - 9) Robert, A. Vogel, Dennis Kirch, Michael Le-Free and Peter Steele: A New Method of Multiplaner Emission Tomography Using a Seven Pinhole Collimator and an Anger Scintillation Camera. J. Nuclear. Medicine, Vol, 19, No.6, 648—654, 1978
 - 10) Wei Chong and Robert E, Henkin: Seven-pin-hole Multigated Tomography and its Application to Blood-Pool Imaging; Technical Parameters, J. Nuclear, Medicine, Vol. 21, No. 7, 682—688, 1980
-