

## 《原 著》

# 中央部重点型コリメータ系によるシングルフォトン ECT の画質改善法

村山 秀雄\* 野原 功全\* 田中 栄一\*

**要旨** シングルフォトン ECTにおいて検出視野の中央部で高い検出感度をもつ中央部重点型コリメータ系を用いる方式を検討した。中央部重点型重み関数を導入して投影データの収集を行えば、画像中央の雑音特性が向上することを計算機によるシミュレーション実験によって明らかにした。この方式は、特に円環状線源に囲まれたコールド領域内において局所的な線源の有無を判定する場合に有益である。中央部重点型コリメータ系を実現する一案として、複数のガンマカメラに互いに焦点距離の異なる1次元単一収束型コリメータを取り付ける方式を考案し、その方式によるSPECT画像の雑音特性が向上することを明らかにした。

## I. はじめに

シングルフォトン ECT (SPECT) は被検体に投与された放射性薬剤の3次元分布を得る技術として、臨床において増え重要な役割を担いつつある。SPECT の普及は放射性薬剤の進歩に負うところも大きいが、ガンマ線の吸収補正を考慮した実用的な SPECT 用の画像再構成法が研究開発されてきたことも大きな要因である<sup>1~4)</sup>。特に、画像歪が小さく画像の雑音特性が良好である荷重逆投影(WBP) 法<sup>3)</sup>や、放射状補正(RPC) 法<sup>4)</sup>が開発されたことにより、一層定量性の高い SPECT 画像を得ることが可能になった。

近年、標識抗体や腫瘍親和性物質を用いた腫瘍イメージの研究が精力的に行われており、腫瘍特異性の高い薬剤の開発が進められている。これらの薬剤を用いれば標識化合物を被検体の微細部へ局所的に集積させることができるとされるため、より解像力の高い画像が要求される。高解像力用コリメータを用いると、SPECT 画像のコントラストは向上するが、著しい感度の低下をもたらす欠点

がある。SPECT 画像は一般に、ガンマ線の計数に基づく統計的変動の影響を受けるために雑音が著しい。特に、被検体中央部はガンマ線の体内吸収が大きいために画像の統計精度が低減し、画質が劣化する<sup>5)</sup>。

ガンマカメラに1次元の単一収束型コリメータを用いて得られる SPECT 画像は、平行多孔型コリメータを用いて得た同じ解像力の画像と比べると、感度が高いのでより統計精度の高い良好な画質が期待できる<sup>6,7)</sup>。しかるに、この方式では感度を高くするほどカメラ面上における投影データの拡大率が増加するため、検出視野が小さくなる欠点をもつ。また、画像の雑音が周辺部から中央部へ移行するほど大きくなる傾向は平行多孔型コリメータの場合と同様であり、画像中央部の雑音特性の相対的な向上はできない。

本論文では、以上の難点を克服することを目的として、検出視野の中央部と周辺部とで投影データを異なる検出感度で収集する方式を提案する。このように場所に依存する検出感度関数を平均検出感度で割った関数値を、ここでは重み関数と呼ぶことにする。

最初に、重み関数が導入された場合の画像再構成法について述べ、その重み関数が SPECT 画像の雑音特性に及ぼす効果を分析する。典型的な重み関数を、通常の平行多孔型コリメータの場合も

\* 放射線医学総合研究所物理研究部

受付：61年2月28日

最終稿受付：61年6月4日

別刷請求先：千葉市穴川4-9-1（☎ 260）

放射線医学総合研究所物理研究部

村 山 秀 雄

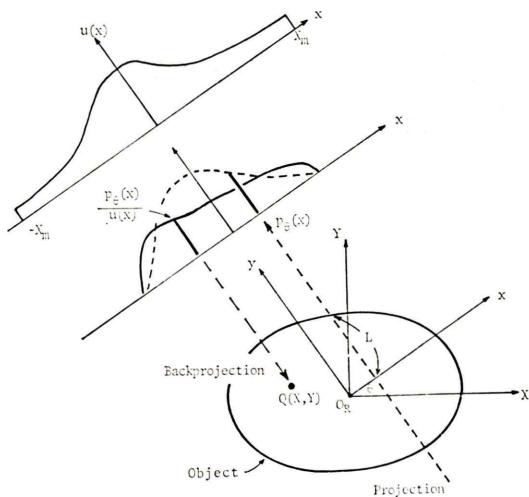


Fig. 1 Scheme of the reconstruction domain, the projection  $P_\theta(x)$  and the reconstruction origin  $O_R$  in a fixed coordinate system ( $X, Y$ ) and a rotated coordinate system ( $x, y$ ). The projection  $P_\theta(x)$  must be corrected by the weighting function  $u(x)$  prior to back projection.

含めて取り上げ、これらを適用した SPECT 画像の雑音特性の特徴を明らかにする。特に、画像中央部で 1 以上の閾値をとる中央部重点型重み関数の適用により、画質が向上することを示す。

次に、視野中央部を周辺部より多く見込むような中央部重点型コリメータ系の一案を示す。このようなコリメータ系を用いた SPECT の再構成画像を計算機によるシミュレーション実験により考察し、画像の雑音特性を分析する。なお、本論文で使用した画像再構成法はすべて RPC 法であり、被検体は半径 15 cm の円の領域内にあると仮定する。

## II. 重み付き投影データによる画像再構成

### 1. 再構成画像の雑音

Figure 1 に示すように、一様なガンマ線の減弱係数をもつ被検体を考える。その中の任意の点  $O_R$  を原点とする静止座標系を ( $X, Y$ )、回転座標系を ( $x, y$ ) で表わす。角度  $\theta$  への測定投影  $p_\theta(x)$  は  $\theta$  によらない重み関数  $u(x)$  により、重みを付

けて得られるものとする。ただし、投影データ  $p_\theta(x)$  の標本区間は  $x$  座標軸上の  $(-X_m, X_m)$  に限定されており、重み関数  $u(x)$  は次式で規格化されていると仮定する。

$$\int_{-X_m}^{X_m} u(x) dx = 2X_m \quad (1)$$

$$u(x) \neq 0 \quad (-X_m < x < X_m)$$

投影データは画像再構成の演算を施す前に重み関数  $u(x)$  の補正をする。補正された投影データ  $p_\theta^C(x)$  は次式で表わされる。

$$p_\theta^C(x) = P_\theta(x) / u(x) \quad (2)$$

RPC 法の構成は、投影データの規準化、変形重畠積分、逆投影および補正マトリクス演算の 4 段階より成っている<sup>4)</sup>。RPC 法によって得られる再構成画像は、点  $Q(X, Y)$  の計数値  $I(X, Y)$  によって次式で与えられる。

$$I(X, Y) = \sum_{\theta=0}^{2\pi} \{p_\theta^C(x) \exp(\mu L) F(x)\} * g(x) / H(\mu R) \quad (3)$$

ここに、 $\mu$  は被検体中におけるガンマ線の減弱係数、 $L$  は被検体の輪郭の  $y$  座標、 $F(x)$  と  $g(x)$  はそれぞれ RPC 法における補正関数および重畠フィルタ関数、 $H(\mu R)$  は再構成原点  $O_R$  からの距離  $R$  によって決まる補正マトリクスである。記号 \* はたたみ込みを表わす。

Tanaka ら<sup>4)</sup>によれば、 $F(x)$ ,  $g(x)$  および  $H(\mu R)$  は次式で与えられる。

$$F(x) = \{\exp[C_1(\mu x)^2] + C_2\} / (1 + C_2) \quad (4)$$

$$g(x) = g_0(x) [1 + C_3(\mu x)^2] / [1 + C_4(\mu x)^4] \quad (5)$$

$$H(\mu R) = \{\exp[C_5(\mu R)^2] + C_6\} / (1 + C_6) \quad (6)$$

ここに、 $g_0(x)$  は Shepp-Logan フィルタであり、 $C_1 \sim C_6$  は定数である。被検体が半径  $R_m = 15$  cm の円の領域内にあり、 $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$  の場合は  $\mu R_m = 2.25$  となり、 $\mu R_m$  が 2.5 より小さい値をとるので、定数は以下の値を用いる<sup>4)</sup>。

$$C_1 = 0.34, C_2 = 0.16, C_3 = 0.21, C_4 = 0.19, C_5 = 0.27, C_6 = -0.31 \quad (7)$$

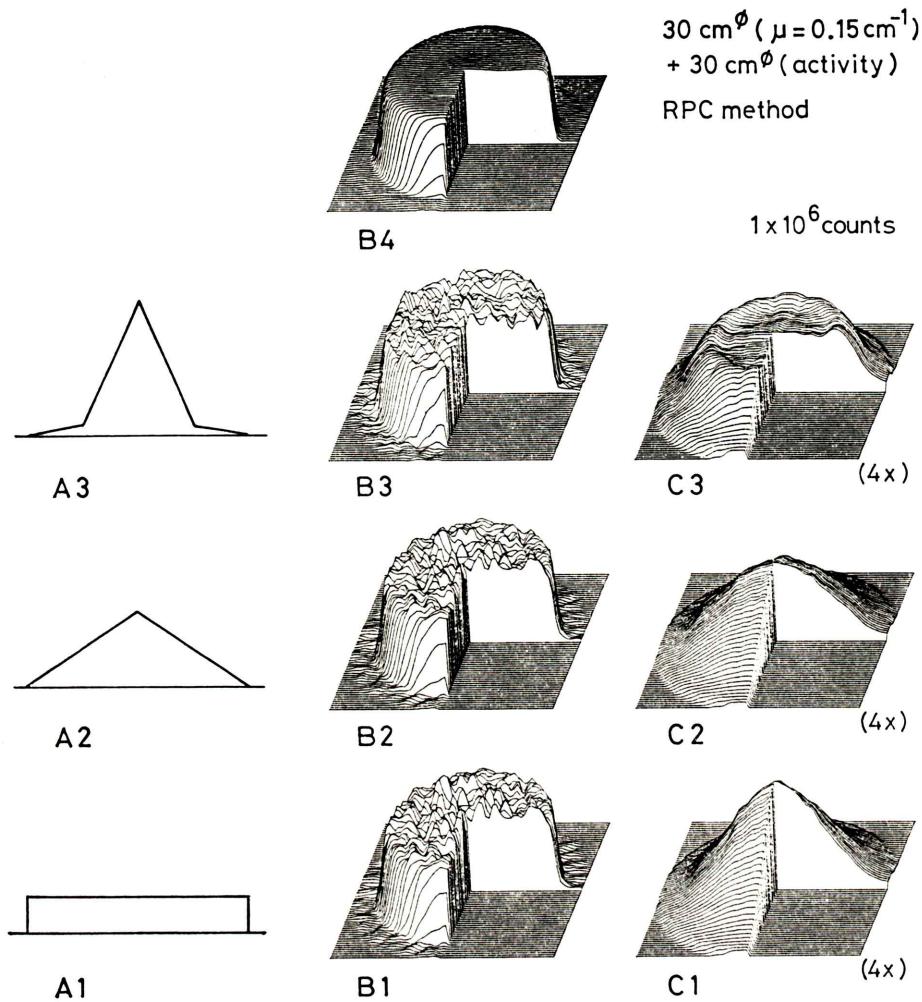


Fig. 2 Various weighting function  $u(x)$  (A1, A2, A3), the reconstructed images including statistical noise (B1, B2, B3), and the corresponding statistical noise images (C1, C2, C3). Total number of counts is  $1 \times 10^6$ . The phantom is a uniform circular disc of 30 cm in diameter with the attenuation coefficient of  $0.15 \text{ cm}^{-1}$ . The image B4 is a reconstructed image of the same phantom without statistical noise.

画像の計数値  $I(X, Y)$  の標準偏差雑音  $\sigma(X, Y)$  は次式で与えられる。

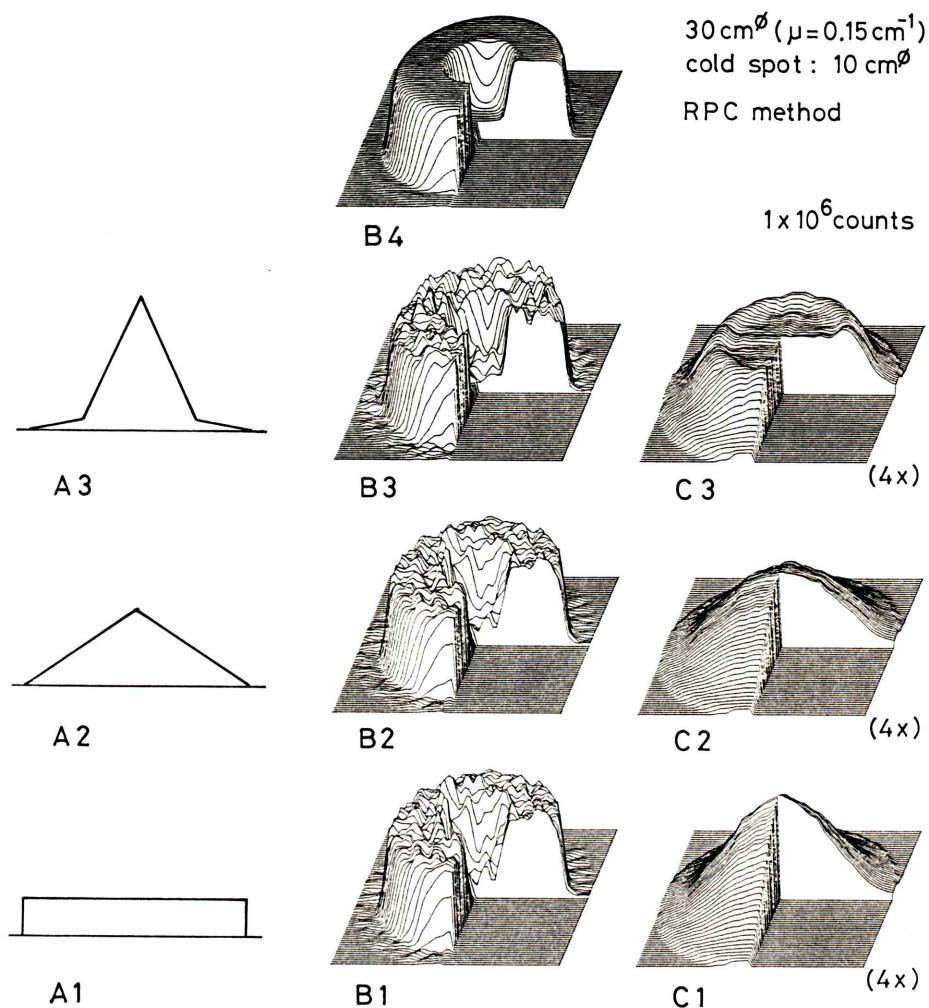
$$\sigma(X, Y) = \left\{ \sum_{\theta=0}^{2\pi} [F_\theta(x) \exp(2\mu L) F^2(x) / u^2(x)] * g^2(x) \right\}^{1/2} / H(\mu R) \quad (8)$$

上式の導出には、未補正の投影データ  $p_\theta(x)$  の標本がそれぞれ独立であり、ポアソン分布に従う

ことを利用した。

以下における画像再構成では、画素の辺の長さ (0.625 cm) に等しい標本間隔で投影データの標本化を行い、5.625 度間隔ごとに 64 個の投影データの組を計算機ミュレーションで作成した。画像の雑音値の計算は (8) 式を用いて行われ、2 次元雑音分布像を作成した。

なお、本論文中の鳥かん図表示は、すべて  $64 \times 64$



**Fig. 3** Various weighting function  $u(x)$  (A1, A2, A3), the reconstructed images including statistical noise (B1, B2, B3), and the corresponding statistical noise images (C1, C2, C3). Total number of counts is  $1 \times 10^6$ . The phantom is a uniform circular disc of 30 cm in diameter with a cold area of 10 cm in diameter. The attenuation coefficient is  $0.15 \text{ cm}^{-1}$ . The image B4 is a reconstructed image of the same phantom without statistical noise.

(=4096) 画素数の正方形画面に内接する円形画面上で表示し、荷重 9 点スムージング (X 軸方向および Y 軸方向にそれぞれ 1:2:1 のスムージング)を行った。また、画像の断面をわかり易く表示するために、画面の手前 4 分の 1 の領域を 0 の値に置換して表示した。

## 2. 重み関数と画像の雑音

重み関数  $u(x)$  として、Fig. 2 の A1, A2, A3 に示したような 3 つの典型的な例を取り上げて、再構成画像の雑音特性を比較した。投影データの標本区間は  $x$  座標軸上の領域  $(-20, 20)$  に限定し、( $X_m=20$ )、A1, A2, A3 のそれぞれの重み関数

$u_1(x)$ ,  $u_2(x)$ ,  $u_3(x)$  を次式で与えた。

$$u_1(x) = 1 \quad (9)$$

$$u_2(x) = 2 - |x|/10 \quad (10)$$

$$u_3(x) = \begin{cases} 3.5 - 0.325|x| & (|x| < 10) \\ 0.5 - 0.025|x| & (10 \leq |x| < 20) \end{cases} \quad (11)$$

ただし、 $x$  座標の単位は cm である。

以上の重み関数を選定した主な理由は、数学的取り扱いが容易なことであるが、これらの関数形は、また投影データに対して次のような意味をもつ。すなわち、A1 は平行多孔型コリメータを使用した場合のように一様な重みで投影データを得ることに対応し、A2 は中央に三角形状の重みを付けた場合である。A3 は A2 よりも一層高い比重で中央部の投影データを収集することに対応する。

使用した数学的ファントムは、直径 30 cm, ガンマ線の減弱係数  $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$  の円形吸收体であり、その内部に線源が一様に分布すると仮定した。投影データ ( $p_{\gamma}^C(x)$ ) の総計数値は  $1 \times 10^6$  を想定し、各重み関数  $u_1(x)$ ,  $u_2(x)$ ,  $u_3(x)$  を適用してポアッソン雑音を含む重み付き投影データをそれぞれに作成した。

Figure 2 の B1, B2, B3 は作成した投影データに RPC 法を適用して得た再構成画像である。これらは、前処理として対応する重み関数の補正をそれぞれに行ったことを除いて、他はすべて同一処理が施された。画像中の線源部分の平均計数値は、B1, B2, B3 とも約 2,060 counts/pixel であった。B4 は統計雑音が含まれていない場合の再構成画像である。B1, B2, B3 の画像は統計雑音が小さくなる極端において B4 に一致する。

Figure 2 の C1, C2, C3 は雑音の計算式(8)を数学的ファントムに適用して得た 2 次元雑音分布像であり、計数値スケールを B1～B4 の 4 倍で表示した。それぞれに A1, A2, A3 の異なる重み関数を使用したほかは、すべて同一処理を施した。C1, C2, C3 の画像中央における雑音値は、それぞれ 762, 546 および 416 counts/pixel であった。

一方、Fig. 3 においては、異なる数学的ファン

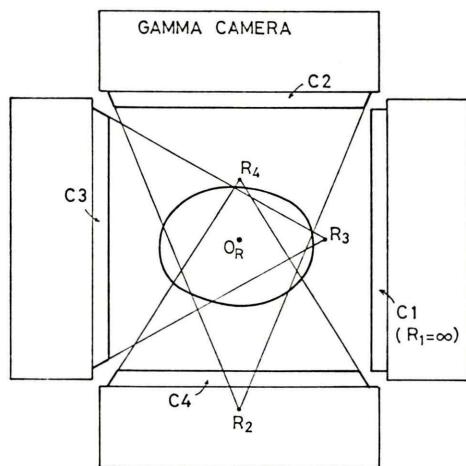
トムを用いて Fig. 2 の場合と同様の手続を行った結果を示す。Fig. 3 のファントムは Fig. 2 と同じ吸收体（直径 30 cm の円形、 $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ ）であるが、その線源分布は直径 30 cm の円の中心に直径 10 cm の円形コールド領域をもつと仮定し、コールド領域内の線源強度は円環状線源部の 20% であるとした。また、投影データは Fig. 2 の場合と同様に、総計数値が  $1 \times 10^6$  となる条件下で作成した。

Figure 3 の B1, B2, B3 は RPC 法による再構成画像であり、コールド領域を除いた円環状線源部分の平均計数値は約 2,150 counts/pixel であった。B4 は統計雑音を含めない場合の再構成画像である。2 次元雑音分布像 C1, C2, C3 の画像中央における雑音値は、それぞれ 721, 517 および 394 counts/pixel であった。

### 3. 中央部重点型重み関数の効果

初めに、Fig. 2 に示した一様線源ファントム画像の雑音特性について比較分析する。2 次元雑音分布像 C1 は、画像の中心に近づくほど雑音値が大きくなることを示しており、線源の中央部を 15 cm 離れた周辺部と比べれば、2 倍以上も雑音値が大きい。C2 の場合も C1 と同様の鐘状型雑音分布を形成し、周辺部における雑音値は両者でほとんど差がない。しかるに、画像中央の雑音値は C2 の方が小さく、C1 の場合の約 72% に減少する。したがって、三角形状の重み関数 A2 を採用した方が、一様な重み関数 A1 よりも画像の雑音特性が良好となることが明らかになった。

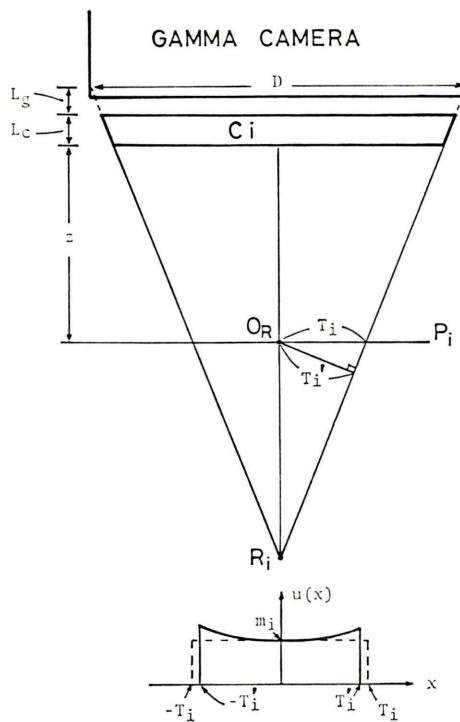
Figure 2 の C3 に注目すると、画像中央における雑音値は C2 の場合の約 76% であり、C1 の場合と比較すれば約 55% に減少する。また、C1, C2 の両者に比べると C3 は画像周辺における雑音値が増大しており、吸収体内でほぼ一様な雑音特性の得られることが大きな特徴である。すなわち、重み関数 A3 のように画像中央部における検出感度がきわめて高い場合には、相対的に周辺部の検出感度が著しく低下して、周辺部の雑音は増大するが、その反面、中央部の雑音を減少させるには効果の大きいことが示された。



**Fig. 4** Schematic drawing of a single photon emission computed tomograph composed of four gamma cameras with four collimators each of which has different focal distance.

次に、Fig. 3 に示したコールド領域をもつファントム画像の雑音特性を分析する。2次元雑音分布像 C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub> を Fig. 2 の C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub> と比較すると、両者の対応する雑音特性がほぼ等しいことがわかった。たとえば、C<sub>2</sub> における画像中央の雑音値は Fig. 2 の場合と同様に C<sub>1</sub> の値の約 72% であった。このことから、一様な重み関数 A<sub>1</sub> から A<sub>2</sub> のような三角形状の重み関数に変更し直せば、周辺部における雑音特性をほとんど劣化させることなく、コールド領域内の画質を向上できることが判明した。また、C<sub>3</sub> の雑音分布像を C<sub>1</sub> と比較すると、吸収体周辺部において雑音が増大する代わりに、中央部における画質の改善は著しく、Fig. 2 の場合と同様に中央の雑音値は約 55% に減少した。

円環状線源に囲まれたコールド領域内では平均計数値がその周辺に比べて小さく、コントラストが低い。したがって、コールド領域内の雑音の減少が画質を向上させる効果は、一様線源の場合に比べるとはるかに大きい。Fig. 3 においても、B<sub>1</sub>, B<sub>2</sub>, B<sub>3</sub> の順にコールド領域内の画質が著しく改善されていく様子がわかる。以上の考察から、中央部重点型重み関数の適用は円環状線源に囲ま



**Fig. 5** Geometry of fan beam collimator C<sub>i</sub> and its weighting function u(x) of projection.

れたコールド領域内において、局所的な線源の有無を判定する場合に効果的であると期待される。

### III. 中央部重点型コリメータ系

#### 1. 複数ガンマカメラによる SPECT

中央部重点型重み関数に依存した投影データ収集方式を実際の SPECT 装置に応用するため、視野中央部を周辺部より多く見込むような中央部重点型コリメータ系を考案した。

Figure 4 は中央部重点型コリメータ系の一案を示す概念図である。図中の4台のガンマカメラは同一の回転中心軸(原点 O<sub>R</sub>)をもち、それぞれに1次元単一収束型コリメータ C<sub>1</sub>~C<sub>4</sub>を取り付ける。これらは断層面上において同じ解像力および同じ幾何学的効率をもつが、互いに異なる焦点距離 R<sub>i</sub> (i=1~4) を有する収束型のコリメータであると仮定する。ただし、回転軸方向に関しては、C<sub>1</sub>~C<sub>4</sub> とも同じ解像力、同じ幾何学的効率をも

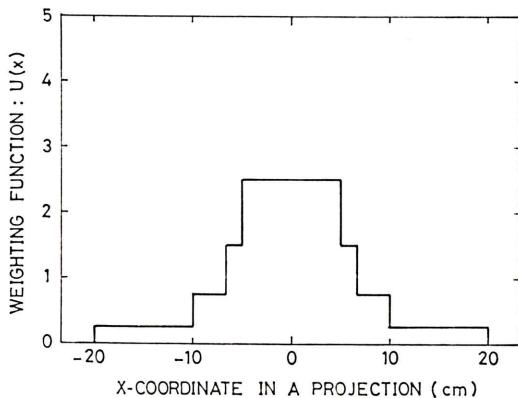


Fig. 6 Weighting function of projection for the SPECT system with four gamma cameras.

つ平行多孔型コリメータを形成すると仮定する。

Figure 5 のように、断層面上においてコリメータ表面より回転中心軸  $O_R$  までの距離を  $z$ 、コリメータの全長を  $D$ 、厚さを  $L_c$ 、コリメータから検出器までの距離を  $L_g$  とすると、 $R_i = \infty$  と仮定した場合(平行多孔型コリメータに相当する)に対するコリメータ  $C_i$  の感度の増倍率  $m_i$  は、回転中心  $O_R$  において次式のように与えられる<sup>8)</sup>。

$$m_i = (R_i + L_c + L_g) / (R_i - z) \quad (12)$$

また、回転中心  $O_R$  を通りコリメータに平行な線  $P_i$  上では、有効視野が  $(-T_i, T_i)$  に制限され、その範囲内で一定の感度増倍率  $m_i$  が保たれると仮定する。ここに、

$$T_i = \frac{D}{2 m_i} \quad (13)$$

ガンマカメラを1回転すると、画像再構成のための投影データが収集できる。このとき得られるファントーム投影データを平行ビーム投影データに並び換えると、その標本区間は Fig. 5 に示したように  $(-T'_i, T'_i)$  となり、領域  $(-T_i, T_i)$  よりも狭くなる。ここに、 $T'_i$  はコリメータの焦点とコリメータの端を結ぶ直線から回転中心  $O_R$  までの距離である。並び換えられた平行ビーム投影データの標本密度は一様でなく、標本区間の中央部より周辺部の方がわずかに高い。すなわち、重

み関数  $u(x)$  は領域  $(-T'_i, T'_i)$  で定義され、その中央で値が  $m_i$  となり、周辺部で  $m_i$  よりわずかに大きい値をとる。

しかるに、ここでは簡単のために投影データの標本区間を  $(-T_i, T_i)$  まで拡張し、この区間内では標本密度が一様であるとみなして以下の分析を行う。すなわち、重み関数  $u(x)$  を幅  $2T_i$ 、高さ  $m_i$  の矩形で近似する。

Figure 4 のように、4台のガンマカメラから成るSPECT装置では、全投影データが各ガンマカメラごとに求めた標本データの平均和として与えられる。したがって、このSPECT方式における投影データの重み関数  $u(x)$  は、Fig. 6に示したように同じ面積で幅の異なる矩形を4つ重ねた形となる。

例として、ここではコリメータから回転中心  $O_R$  までの距離  $z=20\text{ cm}$ 、コリメータの長さ  $D=40\text{ cm}$ 、厚さ  $L_c=5\text{ cm}$ 、コリメータから検出器までの距離  $L_g=1\text{ cm}$  の場合を取り上げる。また、コリメータ  $C_1 \sim C_4$  の焦点距離  $R_1 \sim R_4 (\text{cm})$  はそれぞれ次式で与えられると仮定する。

$$R_1 = \infty, R_2 = 46, R_3 = 33, R_4 = \frac{86}{3} \quad (14)$$

ここに  $R_1 = \infty$  は  $C_1$  が平行コリメータであることを意味する。

(12)および(14)式より、回転中心  $O_R$  におけるそれぞれのコリメータの感度増倍率は、

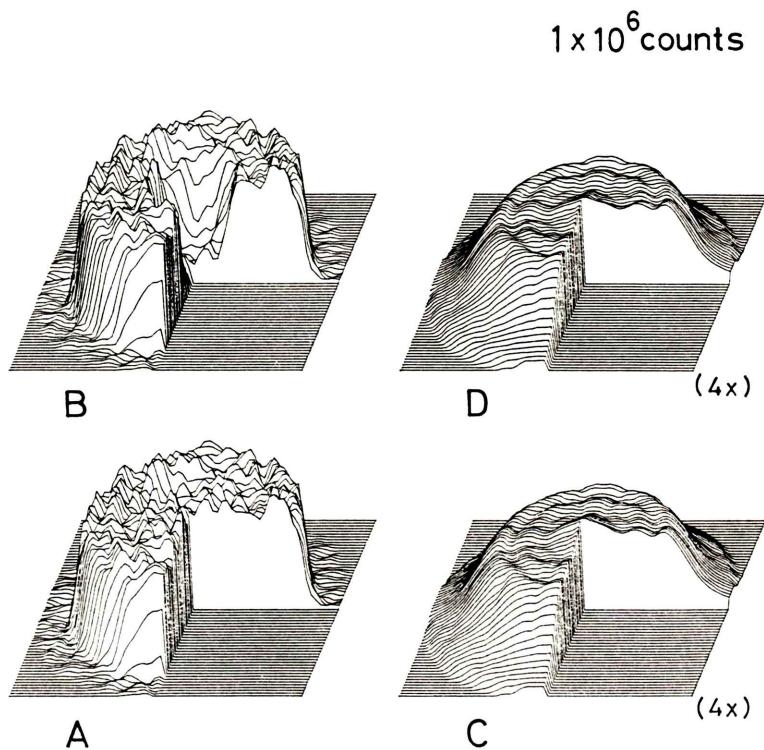
$$m_1 = 1, m_2 = 2, m_3 = 3, m_4 = 4 \quad (15)$$

である。また、有効視野に関しては(13)および(15)式より、 $T_i (\text{cm})$  が次式で与えられる。

$$T_1 = 20, T_2 = 10, T_3 = \frac{20}{3}, T_4 = 5 \quad (16)$$

(15)および(16)式より、投影データの重み関数  $u(x)$  は次式で与えられる。

$$u(x) = \begin{cases} 2.5 (x < 5) \\ 1.5 \left( 5 \leq x < \frac{20}{3} \right) \\ 0.75 \left( \frac{20}{3} \leq x < 10 \right) \\ 0.25 (10 \leq x < 20) \end{cases} \quad (17)$$



**Fig. 7** The reconstructed images including statistical noise (A, B) and the corresponding statistical noise images (C, D). The total number of counts is  $1 \times 10^6$ . Each phantom of A and B is the same as in Fig. 2 and Fig. 3, respectively.

(17)式の重み関数は Fig. 6 に図示されている。

## 2. 中央部重点型コリメータ系の雑音特性

Figure 4 の SPECT 装置を実際に用いて画像再構成をするには、各コリメータに依存したファンビーム投影データを平行ビーム投影データに変換するなどの操作が必要である。しかるに、本論文は画像の雑音特性を評価するのが目的であるから、実際の測定データに対する前処理操作については議論を省略した。

Figure 4 の SPECT 方式に対する再構成画像の雑音特性は、近似的な (17) 式の重み関数を用いることにより、通常の平行ビーム投影データと同様に分析できる。以下においては、第 II 章と同様の数学的ファントムを用い、雑音の計算式 (8) を利用して、中央部重点型コリメータ系の SPECT 画像の雑音特性を考察する。

Figure 7 の A および B は、それぞれ直径 30 cm の一様線源ファントム (Fig. 2 と同じ) および円環状線源ファントム (Fig. 3 と同じ) に対する再構成画像である。投影データの総計数値は共に  $1 \times 10^6$  であり、重み関数は (17) 式を用いた。また、C および D はそれぞれ A および B に対応する 2 次元雑音分布像であり、計数値スケールを A, B の 4 倍で表示した。

画像 A を Fig. 2 の B2 および B3 と比較すると、A の雑音特性がおおよそ B2 と B3 の中間にあたるとみなせた。画像 B を Fig. 3 の B2 および B3 と比較しても同じ結論を得た。また、C および D の画像中央における雑音値は、それぞれ 482 および 456 counts / pixel であった。これらの値を Fig. 2 および Fig. 3 の C1 における画像中央のそれぞれの雑音値と比較すると、雑音値は共

に約63%に減少していた。これは、(10)および(11)式の重み関数をそれぞれ適用した場合の対応する雑音値の減少(72%および55%)に比べると、ちょうど中間に位置する。

以上の考察により、ここで例として取り上げたSPECT方式で形成される重み関数は、(10)および(11)式の重み関数に対してそれらのほぼ中間的な中央重点効果をもつことが明らかとなった。

#### IV. 考察と結論

画像中央部において統計雑音が大きくなる従来のSPECT方式に改良を加えて、画像の雑音特性を向上する試みを検討した。

第II章では、中央部重点型重み関数に依存して投影データが収集されるSPECT方式を想定し、その再構成画像の雑音特性に関する一般的な考察を行った。また、数学的ファントムを用いた計算機シミュレーション実験を行い、重み関数の選択が再構成画像の画質向上に重要な役割りを果たすことを明らかにした。特に、円環状線源に囲まれてコールド領域が中央部に形成されている画像に関して、そのコールド領域内の局所的な線源の有無を判定したい場合に、画質改善の効果の大きさことが判明した。

第III章では、第II章の応用として、実際のSPECT装置に適用できる中央部重点型コリメータ系の提案を行った。一案として、4台のガンマカメラに焦点距離の異なる1次元単一収束型コリメータをそれぞれ取り付けて回転する方式を述べ、そのSPECT画像の雑音特性を分析した。数学的ファントムの再構成画像および2次元雑音分布像を作成し、第II章で得た結果と比較して、画像中央の画質が向上することを示した。

4台のガンマカメラによるSPECT方式に限らず、カメラの台数が2台もしくは3台でも同様な中央部重点型コリメータ系を構成できる。しかるに、異なる焦点をもつコリメータの数が減少するため、4台の場合に比べれば画質の改善度は小さいであろう。ガンマカメラが1台の装置で中央部重点型コリメータ系を実現するには、単一収束型

コリメータではなく、コリメータの中央部に近いほど焦点距離が短くなる多重収束型コリメータを用いれば良いであろう。また、リング型検出器配列のSPECT装置でも、同様に中央部重点型コリメータ系が実現できる。

SPECT画像は一般にコントラストが高いので、解像力の改善が感度の向上以上に画質を改善し得る<sup>9)</sup>。本論文では、解像力が全画像上で一定であると仮定して雑音特性の分析を行ったが、画像中央の感度を向上させるコリメータ系の代わりに、画像中央部の解像力を選択的に向上させるコリメータ系も考えられる。

以上に述べたごとく、SPECT用のコリメータ系に関しては、画質を向上する上での研究すべき問題が多く残されており、臨床応用を含めて今後の進歩が期待される。

稿を終わるにあたり、有力なご助言を頂いた放射線医学総合研究所物理研究部富谷武浩および山本幹男主任研究官、同研究所技術部福久健二郎データ処理室長に深謝致します。筑波大学臨床医学系外山比南子博士には有益な議論を頂いたことを感謝致します。本研究の一部は厚生省がん研究助成金(久田班 60-39)によって行われた。

#### 文 献

- 1) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci NS-25: 638-643, 1978
- 2) Walters TE, Simon W, Chesler DA, Correia JA: Attenuation correction in gamma emission computed tomography. J Comput Assist Tomogr 5: 89-94, 1981
- 3) Tanaka E: Quantitative image reconstruction with weighted backprojection for single photon emission computed tomography. J Comput Assist Tomogr 7: 692-700, 1983
- 4) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys Med Biol 29: 1489-1500, 1984
- 5) 村山秀雄, 田中栄一, 外山比南子: 荷重逆投影法によるシングルフォトンECT画像の雑音特性. 核医学 22: 307-319, 1985
- 6) Jaszzak RJ, Chang LT, Murphy PH: Single photon emission computed tomography using multi-slice fan beam collimators. IEEE Trans Nucl

Sci NS-26: 610-618, 1979

- 7) Jaszczak RJ, Chang LT, Stein NA, Moore FE: Whole-body single-photon emission computed tomography using dual, large-field-of-view scintillation cameras. Phys Med Biol 24: 1123-1143, 1979
- 8) Moyer RA: A low-energy multihole converging

collimator compared with a pinhole collimator. J Nucl Med 15: 59-64, 1974

- 9) Muehllehner G: Effect of resolution improvement on required count density in ECT imaging: a computer simulation. Phys Med Biol 30: 163-173, 1985

## Summary

### Improvement on Image Quality of Single Photon ECT with Converging Collimator System

Hideo MURAYAMA, Norimasa NOHARA and Eiichi TANAKA

*Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences, Chiba*

Single photon emission computed tomography (SPECT) with converging collimator system was proposed to improve quality of reconstructed images. The collimator system was designed to enhance sensitivity at the center region of field-of-view, where the probability photons escape the attenuating medium is smaller than at the off-center region.

In order to evaluate efficiency of the improvement on image quality, the weighting function of projection, which is defined as relative sensitivity to the average on the lateral sampling of projection, was adopted to the image reconstruction algorithm of Radial Post Correction method. Statistical mean square noise in a reconstructed image was formulated in this method. Simulation studies using typical weighting function showed that center-enhanced weighting function brings

effective improvement on image quality, especially, at the center region of cold area surrounded by annularly distributed activity.

A new SPECT system was proposed as one example of the converging collimator systems. The system is composed of four gamma cameras with four fan-beam collimators, which have different focal distances one another. Simple simulation studies showed that the proposed system has reasonable center-enhanced weighting function, and the image quality based on the proposed system was fairly improved as compared with one based on uniform weighting function at the center region of the field-of-view.

**Key words:** Single photon emission computed tomography, Collimator, Weighting function, Statistical noise, Computer simulation.