

<原 著>

中央部重点方式による3検出器SPECTの画質改善

野原功全* 村山秀雄**

要 旨

SPECTの画質を改善するため、視野中央部の感度を高くした中央部重点方式のSPECT装置を提案し、20cm直径の円柱線源に対する3検出器型SPECTの画質をシミュレーションにより評価した。3検出器型SPECTとして、3検出器とも平行多孔コリメータを装着した通常のシステム、3検出器とも同じ焦点距離のファンビームコリメータを装着したシステム、および互いに異なる焦点距離のファンビームコリメータを装着した中央部重点方式のシステムを考察した。その結果、各システムの視野中央での統計雑音は相対値でそれぞれ100、80、57となり、また、視野の広い範囲にわたり画質の均一化が図られ、画質改善に対する中央部重点方式の有効性が示された。

キーワード：SPECT、画質、ファンビームコリメータ

I. はじめに

近年、核医学診断機器の高分解能化が進むにつれ、得られる画像の各画素内の計数値が減少することにより、画像の統計精度が低下するという問題が取り上げられるようになった。 γ 線放出核種を利用して人体臓器の機能を断層像として描出する単一光子断層撮影法すなわちSPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) についても、高分解能化を進めるとともに、統計精度の向上を図るために装置の高感度化の研究が進められている。一般に、SPECTの画像は視野中央部での雑音が多い。それは被験者の中央部から放出される放射線は大きな吸収を受け、そして被験者は装置の視野の中央部に置かれて測定されるためである。この問題を解決するためにはSPECT装置の視野中央部の感度を高くする必要がある。そこで視野中央部の感度を周辺部よりも高くした中央部重点方式のSPECT装置を提案して、これまでに2検出器SPECTおよび4検出器SPECTの中央部重点方式による画質改善の研究を行ってきた^{1, 2)}。本論文ではこの中央部重点型方式を近年もっとも普及している3検出器型SPECT装置に適用した場合に画質がどの程度改善されるかをシミュレーションにより評価した。以下にそのシミュレーション実験の結果を述べる。

II. 中央部重点方式の原理と画像の統計雑音

装置の感度は検出器に装着されるコリメータを工夫することによって空間的に変化させることができる。検出器に平行多孔コリメータを使用する場合は測定視野内の検出感度は一様である。また、ファンビームコリメータを使用する場合は、図1に示すように視野は狭くなるが、感度を上げることができる³⁾。このときのファンビームコリメータの感度の増加を平行多孔コリメータの感度と比較した相対値、すなわち増倍率 m で表すとすると近似的に次式で表せる。

$$m = \frac{R}{T} = \frac{F+A+C}{F-B} \quad (1)$$

ここに、 R は平行多孔コリメータのSPECTシステムがつくる視野の半径、すなわち検出器の視野の最大幅、 T はファンビームコリメータのSPECTシステムがつくる視野の半径である。厳密には、ファンビームコリメータを装着したSPECTシステムがつくる視野は、図1からも分かるように、視野中心からファンビームコリメータの最外孔の中心線が決める直線に下ろした垂線の長さを半径とする円形で、 V とすべきであるが、式が複雑になるため V の代わりに視野中心からガンマカメラの検出器面に平行に引いた直線がファンビームコリメータの最外孔の中心線で決まる直線との交点までの長さ T を近似的に使うことにする。その他のパラメータについては図に示されているように、 F はファ

所 属：*国際医療福祉大学 保健学部 放射線・情報科学科

**科学技術庁放射線医学総合研究所 放射線科学研究部

受 付：1996年3月29日

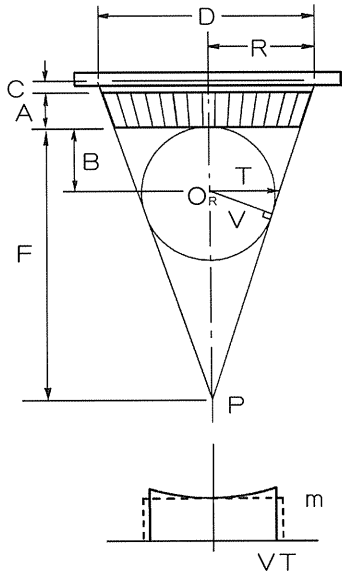


図1 ファンビームコリメータの視野と感度

ンビームコリメータの焦点距離、 A はコリメータの厚さ、 B はカメラの検出面からコリメータまでの距離、 C はコリメータ表面から検出器の回転中心までの距離である。

そこでファンビームコリメータの焦点距離を適当に選ぶことにより、ある範囲内で感度の異なるコリメータを作ることができる。したがって、3台のガンマカメラを検出器として使用する3検出器SPECTシステムで、各検出器に互いに異なる焦点距離のファンビームコリメータを装着し、それらの検出器の組み合わせとして中央部の検出感度を上げた中央部重点方式のSPECTシステムを実現することが可能となる。その具体的な方法については後述することにする。

次に、SPECT画像の統計雑音についての理論的考察を行う。統計雑音を評価する理論式の導出については既に報告されているので、ここではそれらを簡単に再記するにとどめる¹⁾。図2に示すように、見込む視野の中央部における感度が高くなっているようなコリメータシステムを考える。そのコリメータシステムの感度の空間的な変化を $u(x)$ とする。ここに x は投影上の一次元座標で、 $u(x)$ は投影上で $-X_m$ から X_m までの範囲にあるとする。 $u(x)$ は感度が一様な平行多孔コリメータと比較した相対的感度、すなわち荷重関数と考えることができ、(2)式で規格化される。

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

$$\begin{aligned} \text{ただし、} & u(x) \neq 0 \quad -X_m \leq x \leq X_m \\ & u(x) = 0 \quad x < -X_m \text{ または } X_m < x \end{aligned}$$

このような荷重関数をもつコリメータを使用した検出器で θ 方向に測定される投影を $P_\theta(x)$ とする。投影

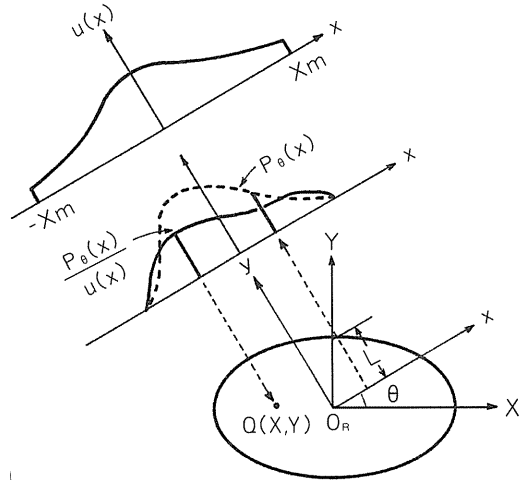


図2 中央部重点方式のSPECTの原理

は検出器の回転軸を中心に 2π 方向から測定される。これらの $P_\theta(x)$ からSPECT画像を再構成するためには、再構成演算する前に $P_\theta(x)$ を $u(x)$ で補正しておく必要がある。補正後の投影を $P_\theta^c(x)$ とすれば、

$$P_\theta^c(x) = P_\theta(x) / u(x) \quad (3)$$

で与えられる。そして画像再構成によって得られた断層像の静止座標系における点 $Q(X, Y)$ の画像濃度 $I(X, Y)$ は、画像再構成に荷重逆投影法を使った場合^{4, 5)}、(4)式で与えられる。ここでは固定座標系を (X, Y) で、回転座標系を (x, y) で表現している。

$$I(X, Y) = \int_{\theta=0}^{2\pi} \{P_\theta^c(x) \exp(\mu L) F(x)\} * g(x) / H(\mu S) \quad (4)$$

ここに、 μ は被検者の線吸収係数で一様であると仮定する。

L は被検者の輪郭の y 座標、 $F(x)$ は荷重逆投影法における補正関数、 $g(x)$ は重畳フィルタ関数、 $*$ はコンボリューションを表す。 $H(\mu S)$ は座標原点 O_R から点 Q までの距離 $S(=\sqrt{X^2+Y^2})$ によって決まる補正マトリックスであり、被検者に依存しない。 $H(\mu S)$ は次式で与えられる。

$$H(\mu S) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi F(S \cos \theta) \cosh(\mu S \sin \theta) d\theta \quad (5)$$

また、画像上のその点における統計雑音は(4)式から導出され、標準偏差 $\sigma(X, Y)$ で表すと次式で与えられる⁶⁾。すなわち、

$$\sigma(X, Y) = \left[\int_{\theta=0}^{2\pi} \{p_\theta(x) \exp(2\mu L) F^2(x) / u^2(x)\} * g^2(x) \right]^{1/2} / H(\mu S) \quad (6)$$

と表される。この式からも容易に $u(x)$ が大きいところほど雑音は小さいことが分かる。

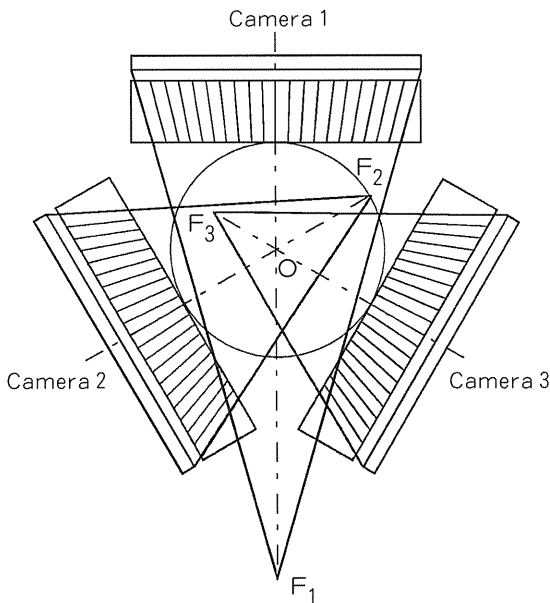


図3 中央部重点方式3検出器SPECT概念図

III. 中央部重点方式3検出器SPECT

中央部重点方式によるSPECT画像の統計雑音の改善をシミュレーションにより確かめるため、つぎの3つのSPECTシステムを考える。

一番目は3検出器とも同じ平行多孔コリメータを装着した通常の3検出器SPECTシステム (S_1)、二番目は3検出器とも同じ焦点距離をもつファンビームコリメータを装着した3検出器SPECTシステム (S_2)、そして三番目は互いに焦点距離の異なるファンビームコリメータを装着した3つの検出器からなる中央部重点方式の3検出器SPECTシステム (S_3) である。 S_3 システムの概念図を図3に示す。3台の検出器は互いに異なる焦点距離 F_1, F_2 および F_3 のファンビームコリメータが装着されており、各検出器は共通の回転軸の回りを等速度で回転する。

シミュレーションに用いた実際のパラメータは次のようなものである。検出器の視野は $D=40\text{cm}$ 、各コリメータに使われた幾何学的パラメータは $A=9\text{cm}$ 、 $B=20\text{cm}$ 、 $C=1\text{cm}$ である。 S_2 システムにおけるファンビームコリメータの焦点距離は $F_1=60\text{cm}$ とした。また、 S_3 システムにおける3つのファンビームコリメータの焦点距離は $F_1=60\text{cm}$ 、 $F_2=30\text{cm}$ 、 $F_3=25\text{cm}$ とした。これらのファンビームコリメータの相対感度は平行多孔コリメータに比してそれぞれ $m_1=1.56$ 、 $m_2=2.67$ 、 $m_3=3.5$ である。また、ファンビームコリメータの空間分解能は平行多孔コリメータのそれに等しいものと仮定した。 S_1 、 S_2 および S_3 の3種類のSPECTシステムがもつコリメータの組み合わせによる荷重関数 $u(x)$ を図4に示す。また、各システムの相対的感度

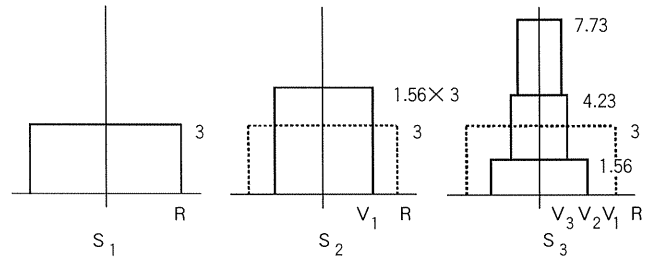


図4 三種類の3検出器SPECTの荷重関数

S_1 は平行多孔コリメータ、 S_2 は焦点距離が同じファンビームコリメータ、そして S_3 は焦点距離が互いに異なるファンビームコリメータのシステムが作る荷重関数。

表1 三種類の3検出器SPECTシステムのパラメータと相対的統計雑音

SPECT system	Collimator	F(cm)	T(cm)	V(cm)	m	Relative noise
S_1	No. 1 ~ 3	∞	20.0	20.0	1.0	1.0
S_2	No. 1 ~ 3	60	12.9	12.36	1.56	0.80
S_3	No. 1	60	12.9	12.36	1.56	0.57
	No. 2	30	7.5	6.71	2.67	
	No. 3	25	5.7	4.96	3.50	

を表1にまとめて示す。 S_3 システムの視野中央部における相対感度は m_1 、 m_2 および m_3 の和で与えられ7.73であり、また周辺部のそれは m_1 のみで決まる1.56である。

IV. シミュレーションの結果

上記3種類のSPECTシステム S_1 、 S_2 および S_3 に対して数学的ファントム線源を用いて再構成画像の統計雑音に関するシミュレーションを行った。数学的ファントムとして次の2つの線源を設定した。一つは直径が20cmの一樣濃度の円柱線源、他は同一寸法の円柱線源の中心に直径7cm、濃度20%のコールド領域を有する断面が円環状の線源である。シミュレーションは全計数を 5×10^5 カウントとし、吸収係数を 0.15cm^{-1} として行った。画像再構成は荷重逆投影法を用いて行った⁵⁾。

画像再構成において、投影のサンプリング間隔は画素寸法に等しい 0.625cm とし、また、投影の数は5.625度間隔の64方向とした。再構成画像内の統計雑音の評価は(6)式の $\sigma(X, Y)$ によって行い、二次元雑音画像を作成した⁶⁾。再構成画像の鳥瞰図表示は直径64画素の円内で与えられており、また荷重9点マトリックス平滑化処理が行われている。

図5に3種のSPECTシステムについての円柱線源に対する再構成画像を示す。同図においてAは統計雑

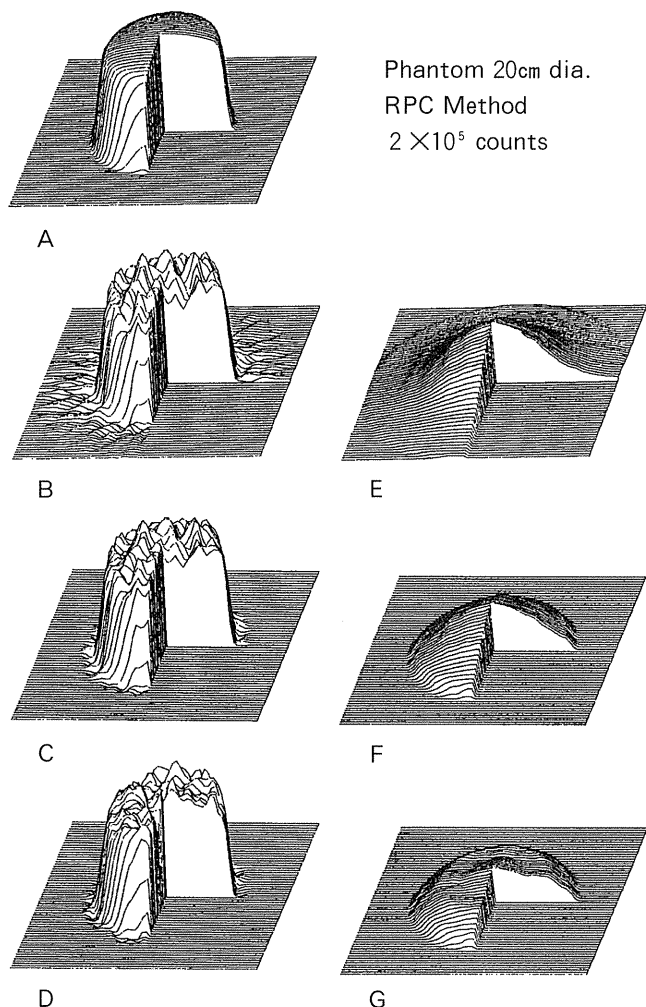


図5 円柱線源に対する再構成画像と統計雑音の分布像

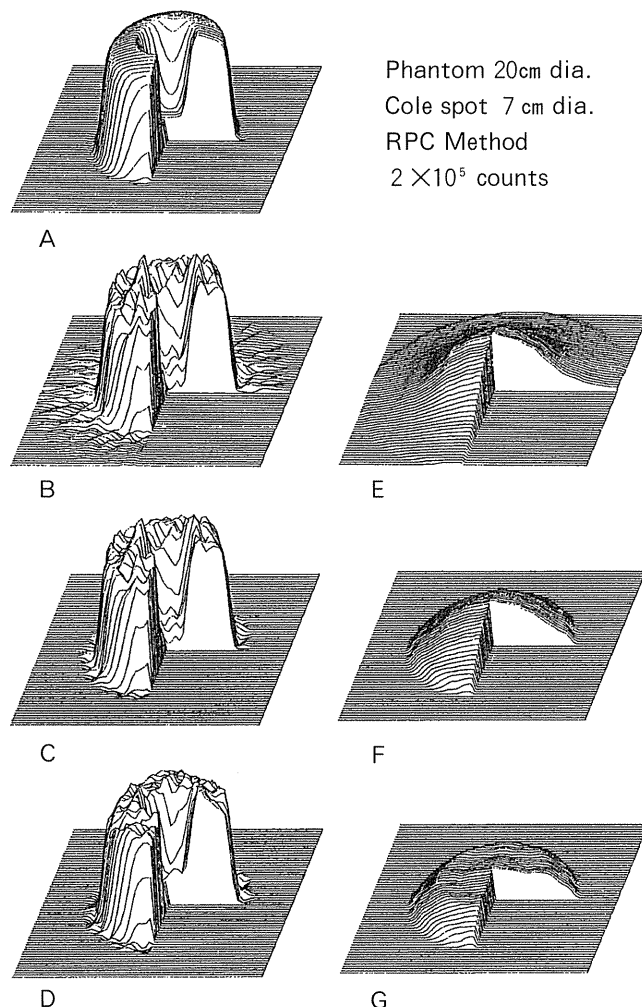


図6 円環線源に対する再構成画像と統計雑音の分布像

音をもたない再構成画像を示している。Bは S_1 システム、Cは S_2 システム、Dは S_3 システムによる再構成画像である。また画像E、FおよびGはそれぞれ画像B、CおよびDの中の雑音成分のみを抽出して表示したものである。

図6は円環状線源に対して同様のシミュレーションを行った結果の再構成画像を示している。同様にAは統計雑音を持たない再構成画像、Bは S_1 システム、Cは S_2 システム、Dは S_3 システムによる再構成画像である。また画像E、FおよびGはそれぞれ画像B、CおよびDの中の雑音成分のみを抽出して表示したものである。

表1に3種類の3検出器SPECTシステム S_1 、 S_2 および S_3 の画像の中央における統計雑音を標準偏差の相対値で示した。すなわち、システム S_1 の統計雑音を100%としたときの S_2 のそれは80%、 S_3 のそれは57%であった。

V. 考察

SPECTの画像再構成に必要な1組の投影データを得るのに、通常の3検出器SPECTシステムでは検出器の回転は120度で済ませることができる。一方、3つの検出器の組み合わせで中央部重点方式の荷重関数を作ろうとするSPECTシステムでは検出器を回転軸の廻りに1回転させる必要がある。しかし、再構成された画像を見て分かるように、20cm直径の円柱線源に対する統計雑音は視野中央で平行多孔コリメータを用いた通常の3検出器SPECTのその57%にまで低減されることがわかる。そして、雑音の大きさが再構成領域全体にわたってほぼ一様になっており、この意味でも画質の均一性が図られることになる。また、円環状の線源に対しても雑音低減の割合は円柱線源の場合とほとんど同程度に行われた。すなわちSPECTシステムに中央部重点方式を採用することで画質改善が十分に行えることを示している。このシミュレーションに用いた短い焦点距離のファンビームコリメータは今日の工作技術のレベルからして十分製作可能なもので

あり、実用になり得るものと思われる。

2検出器、4検出器をもつSPECTシステムについての中央部重点方式で63%程度に雑音低減できることは既に報告しているが²⁾、3検出器SPECTシステムの場合はより効果的に雑音低減が行えた。本研究は3つのコリメータについて最適の焦点距離を設定して行ったわけではないので、今回のシミュレーションで得た統計雑音の低減率や均一化が中央部重点方式SPECTの限界値というわけではなく、最適化のためにはより慎重にパラメータの設定をする必要がある。本研究と同じ目的をもって、円形検出器リング型SPECT装置による報告もなされている⁷⁾。

VI. 結論

中央部重点方式の3検出器SPECTシステムは従来の3検出器SPECTシステムに比して中央部の統計雑音を43%も低減できることをシミュレーション実験により示した。また、この中央部重点方式は画像再構成領域の広い範囲にわたり統計雑音の均一化を図ることができ、SPECTの画質改善に有効であると言える。

謝辞

本研究の一部は文部省科学研究費補助金重点領域研究(1)横山班「加速器産生放射性核種を用いたがんの断層画像診断：生理・生化学診断の展開」の分担研究「断層撮影法による加速器産生放射性核種の計測技術の研究」、科学技術庁放射線医学総合研究所特別研究「サイクロトロン生産核種による先導的トレーサ法の開発と生体機能に関する総合的調査研究」における小課題「計測技術の開発に関する基礎的研究」、および同研究所経常研究「生体情報イメージングに関する研究」により行われた。ここに感謝の意を表す。

【参考文献】

- 1) 村山秀雄, 野原功全, 田中栄一. 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. 核医学, 23(10), 1351-1360 (1986).
- 2) Nohara, N., Murayama, H. and Tanaka, E. Single photon emission computed tomography with increased sampling density at central region of field-of-view. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-34(1), 359-363 (1987).
- 3) Jaszczak, R. J., Chang, L. T., Stein, N. A. and Moor, F. E. Whole - body single - photon emission computed tomography using dual, large-field-of-view scintillation cameras. Phys. Med. Biol., 24, 1123-1143 (1979).

- 4) Tanaka, E., Quantitative image reconstruction with weighted back-projection for single photon emission computed tomography. J. Comput. Assist. Tomogr., 7, 692-700 (1983).
- 5) Tanaka, E., Toyama, H. and Murayama, H. Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys. Med. Biol., 29(12), 1489-1500 (1984).
- 6) 村山秀雄, 田中栄一, 外山比南子. 荷重投影によるシングルフォトンECT画像の雑音解析. 核医学, 22(3), 307-319 (1985).
- 7) Genna, S. and Smith, A. P. The development of ASPECT, An annular single crystal brain camera for high efficiency SPECT. IEEE Trans. Nucl. Sci., 35, 654-658 (1988).

Improvement of Image Quality in Triple Gamma Camera SPECT by a Collimator System with Increased Sensitivities at Central Region of Field-of-View

Norimasa NOHARA* and Hideo MURAYAMA**

*Department of Radiological Sciences, School of Health,
International University of Health and Welfare.

**Division of Radiation Sciences, National Institute of Radiological Sciences.

ABSTRACT

Single photon emission computed tomography (SPECT) systems are widely used as useful diagnostic instruments in nuclear medicine. Most of them are composed of a single or a couple of rotating gamma cameras each equipped with a parallel hole collimator. Diagnostic images obtained with such systems are in general of poor statistics due to the limitation of the number of detected photons, especially in the vicinity of the object center because of strong attenuation of photons in the body. Quality of such images can be improved by modifying collimator systems. A fan-beam collimator provides an increased sensitivity to a certain extent with reduction of field-of-view, compared with a parallel hole collimator. Therefore, one of approaches for the improvement is the use of a combination of more than two fan-beam collimators whose focal lengths are different from one another. A proper selection for focal lengths produces higher sensitivities at the central region than the peripheral in the field-of-view. Evaluation of statistical noises in reconstructed images was made by computer simulations for three types of triple gamma camera SPECT systems, and the noise in terms of standard deviation at the center of the image obtained with the proposed system was successfully reduced to 57% of that with the conventional system.

Key Words : SPECT, Image quality, Fan-beam collimator