

《原 著》

# SPECTにおける $\gamma$ 線透過型CTの有効視野の拡大

尾川 浩一\*\*\* 久保 敦司\*\*

**要旨** SPECTにおいて $\gamma$ 線の体内での吸収を正確に補正するためには、体内での $\gamma$ 線の吸収係数分布が不可欠である。これを得るために、 $\gamma$ 線による透過型CTが実施されているが、映像化の対象となる領域が再構成領域から外れてしまうことがあり、吸収補正の実施を困難なものとしている。本研究では、 $\gamma$ 線透過型CTの視野拡大を目的として、線状線源とファンビームコリメータを用いた3種類のジオメトリに関して、検出器の長さと有効視野の関係を定式化した。

(核医学 33: 975-979, 1996)

## I. はじめに

特定の臓器に集積する薬剤に放射性同位元素を標識し、投与することで臓器の種々の機能状態を映像化するシングルフォトンエミッションCT(SPECT)は、近年の大幅な技術的進歩によりさまざまな臓器の機能の定量化を行うための有力な診断技術となってきた。特に、心筋の虚血状態や虚血部のバイアビリティなどの情報を簡便かつ非侵襲的に得ることができる心筋SPECTは、核医学の検査のうちでも欠かすことのできない重要な検査となっている。ところが、心筋から放出された $\gamma$ 線は患者の体内で吸収ならびに散乱をうけるため収集データに誤差が混入し、集積した放射性同位元素の正確な定量を行うことが困難なのが現状である。このうち、散乱線の問題に関しては、われわれは新しい散乱線除去法(TEW法)を提案し臨床レベルで散乱線の除去を可能とした<sup>1-3)</sup>。また、吸収補正に関して定量性を得るためには、断

層面内の吸収係数の正確なマップが必要であることがわかり、これを得るための $\gamma$ 線透過型CT(transmission CT: TCT)の検討を頭部SPECTに関して行ってきた<sup>4,5)</sup>。一方、撮像の対象が心筋となると $\gamma$ 線TCTの施行の際にガンマカメラの視野の制限によりtruncationが発生し、正確な吸収係数マップが得られないという問題がしばしば生ずる。 $\gamma$ 線TCTのジオメトリにはさまざまなものがあるが、使用するコリメータで大別するとパラレルビームコリメータを用いるもの<sup>4,6-9)</sup>、ファンビームコリメータを用いるもの<sup>5,10-12)</sup>、コーンビームコリメータを用いるもの<sup>13)</sup>に大別できる。また、外部線源の形状も平板状、線状、点状と3つに分かれる。本研究ではこれらのコリメータのうち、ファンビームコリメータと線状外部線源によって構成されるジオメトリに関して、検出器の大きさと実現できる有効視野の関係を定式化し、 $\gamma$ 線TCTデータの収集法を検討した。

## II. $\gamma$ 線TCTのジオメトリ

以下に示すものは、近年、使用あるいは提案された $\gamma$ 線TCTのジオメトリである。ここではファンビーム形のコリメータを使用したものを列記し、ガンマカメラの大きさと有効視野の関係を定式化する。

単一の検出器によるファンビーム形TCT<sup>10)</sup>の

\* 法政大学工学部電子情報学科

\*\* 慶應義塾大学医学部放射線科学教室

受付：8年5月13日

最終稿受付：8年6月19日

別刷請求先：小金井市梶野町3-7-2 (〒184)

法政大学工学部電子情報学科

尾川 浩一

ジオメトリとその有効視野(最大半径  $r$ )の関係は  
次式で与えられる。

$$r = \frac{f}{1 + \frac{1}{\sin \phi}} = \frac{fL}{L + 2\sqrt{f^2 + (L/2)^2}} \quad (1)$$

ここで

$$\left. \begin{array}{l} f = r + D \\ r = D \sin \phi \\ \sin \phi = \frac{L/2}{\sqrt{f^2 + (L/2)^2}} \end{array} \right\} \quad (2)$$

である(Fig. 1(a)参照)。

これに対し、検出器を2台用いたデュアルファンビームジオメトリ<sup>12)</sup>を採用することにより以下のように視野が拡大する。

$$\begin{aligned} r &= \frac{f(2 \cos^2 \phi - 1)}{\cos \phi} \frac{1}{1 + \frac{1}{2 \sin \phi \cos \phi}} \\ &= \frac{L \left(1 - \frac{L}{2f}\right)}{\sqrt{1 + \left(\frac{L}{2f}\right)^2} \left(1 + \frac{L}{2f}\right)} \end{aligned} \quad (3)$$

$$\left. \begin{array}{l} r + D = \frac{f}{\cos \phi} \cos 2\phi \\ r = D \sin 2\phi \\ \sin \phi = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{2f}{L}\right)^2}}, \tan \phi = \frac{L}{2f} \end{array} \right\} \quad (4)$$

となっている(Fig. 1(b)参照)。

一方、非対称形ファンビームを用いた場合には、有効視野は最も広がり以下のようになる(Fig. 1(c)参照)。

$$r = \frac{L}{1 + \frac{L}{f'}} = \frac{L}{1 + \frac{L}{f \sqrt{1 - \left(\frac{L}{2f}\right)^2}}} \quad (5)$$

ここで

$$\left. \begin{array}{l} \cos \phi = \sqrt{1 - \left(\frac{L}{2f}\right)^2} \\ r/L = (f' - r)/f' \\ f' = f \cos \phi \end{array} \right\} \quad (6)$$

となっている。

Fig. 2には検出器の長さ  $L$  を 40 cm と 50 cm に

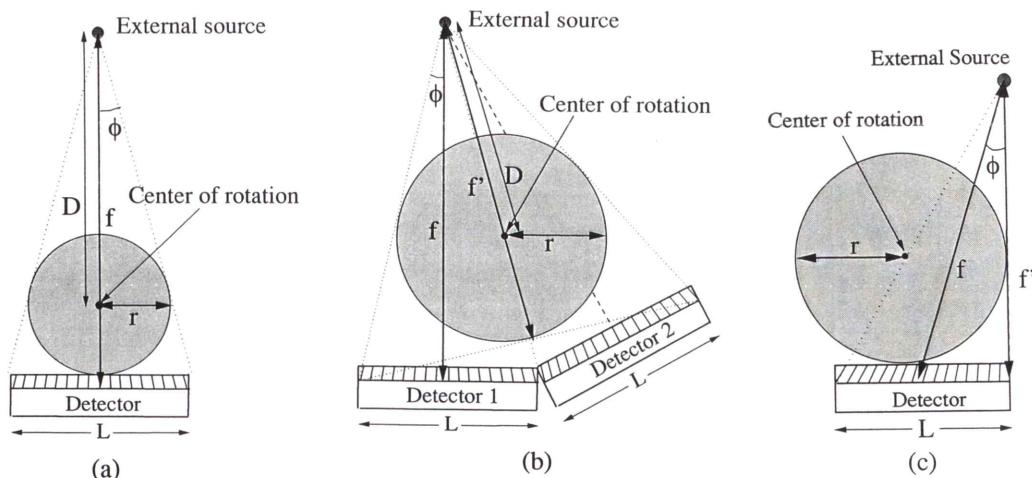


Fig. 1 Geometries for gamma-ray transmission CT: (a) a symmetric fan-beam collimator, (b) dual symmetric fan-beam collimator, (c) an asymmetric fan-beam collimator.

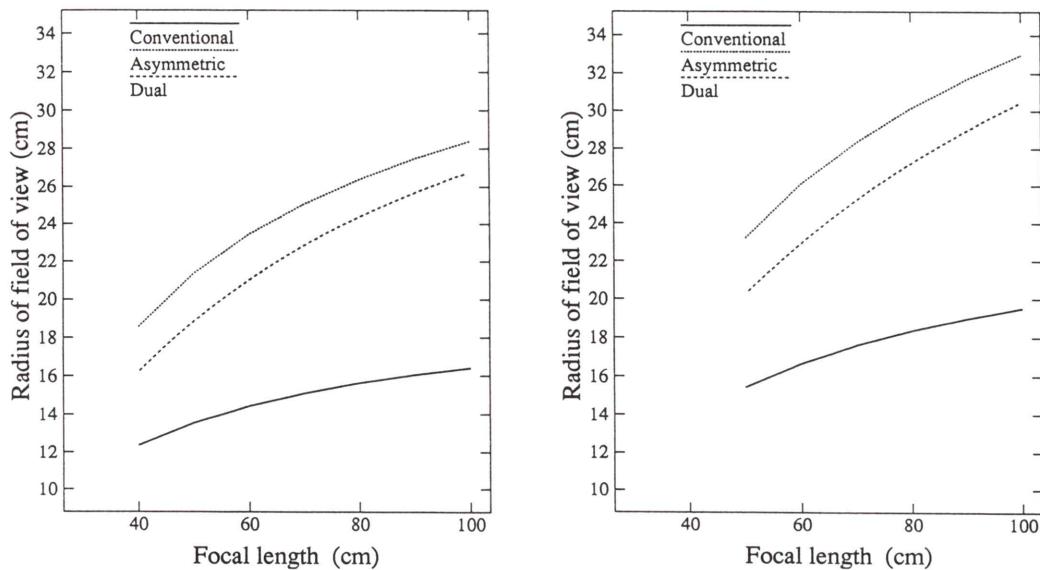


Fig. 2 Focal length vs. radius of effective field of view. Detector length: Left 40 cm, Right 50 cm. Conventional: geometry (a), Asymmetric: geometry (c), and Dual: geometry (b).

した場合の、これらの式によって算出される有効視野の大きさ(半径  $r$ )を示した。

### III. 考 察

SPECT の吸収補正を目的とした  $\gamma$  線 TCT の実施において、視野の拡大は非常に重要であり、これは定量的な SPECT 画像を得るために正確な吸収係数分布が必要となるからである。視野の拡大のために、現在までさまざまな取り組みが行われてきた。第一は、平行多孔形のコリメータと平板線源<sup>4,6,7)</sup>あるいは移動型線状線源<sup>8,9)</sup>の利用である。これらの方では、検出器の大きさまで有効視野の直径を拡大することができるが、平板線源を用いた場合は装着上の問題や被曝の問題があり、また、線状線源を用いる場合には機械的な可動部分が必要となりシンプルな形態を取ることができない。これに対して、ファンビームコリメータの使用は固定点への線状線源の装着で済むので、放射線技師の被曝は低減され、また移動しなくともすべての部分のデータを得ることができるるので効率がよい方法であるといえる。ところが、ファンビームコリメータを単独で利用して TCT

データの収集を行う場合、そのコリメーションにより、有効視野が狭くなってしまうという問題がある。この解決策としては、この焦点距離を長くするというアイデア<sup>10)</sup>があるが、Fig. 2 で示されるように焦点距離を長くしても、それは有効視野の改善にはあまり寄与しない。改善策としては非対称形のファンビームコリメータを用いる<sup>11)</sup>か、対称形のファンビームコリメータを 2 つ組み合わせる<sup>12)</sup>ことによって、視野の拡大を計ることができる。非対称形のファンビームコリメータの使用は Fig. 2 に示すように、対称形のファンビームコリメータを 2 つ用いるよりも、視野の拡大を計ることができる。一方、この場合、カメラの回転中心が確定してしまうため、サイズの異なる被検体に対して空間分解能が固定されるが、対称形のコリメータを装着したガンマカメラを 2 台用いる場合には、カメラの回転中心を焦点側に移動することによって空間分解能を上げることができるというメリットがある。いずれにせよ、Fig. 1 (b), (c) のような  $\gamma$  線 TCT が可能な SPECT データ収集装置を使用することで、従来の長焦点距離形のファンビームコリメータを使用した場合の約 1.5

倍の半径の有効視野を得ることができるので、シンチレータを大きくしなくとも、心筋部の TCT データを欠くことなく収集することができるといえる。

#### IV. ま と め

SPECT における  $\gamma$  線 TCT を行うためのジオメトリについて検討を行い、線状外部線源とファンビームコリメータを用いた系についてシンチレータのサイズと視野の大きさの関係を定式化した。この結果、非対称形ファンビームコリメータを装着したガンマカメラ 1 または 2 台の使用と、対称形ファンビームコリメータ装着したガンマカメラ 2 台の使用は、共に従来の単一のファンビームコリメータを装着したガンマカメラより視野を大幅に改善できることが明らかとなった。

謝辞：本研究のシミュレーションにおいて協力していただいた法政大学大学院山本浩也君に深謝します。また、本研究の一部は文部省科学研究費 07457202 の補助によった。

#### 文 献

- 1) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S: A practical method for position-dependent scatter correction method in SPECT. IEEE Trans on Med Imag **10**: 408–412, 1991
- 2) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S: Compton-Scatter compensation using the triple energy window method for single and dual isotope SPECT. J Nucl Med **34**: 2216–2221, 1993
- 3) Ogawa K, Ichihara T, Kubo A: Accurate scatter correction in single photon emission CT. Annals Nucl Med and Sci **7**: 145–150, 1994
- 4) 尾川浩一, 高木八重子, 久保敦司, 橋本省三, 三宮敏和, 岡野義幸, 他:  $\gamma$  線による透過型 CT データを用いたシングルフォトンエミッション CT における吸収補正. 核医学 **22**: 477–490, 1985
- 5) Ogawa K: Quantitative SPECT imaging. Proc of the 2nd Int'l Symp on PET in Oncology; 289–299, 1994
- 6) Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, Ballard JG, Perry JR, McCartney WH, et al: Correction of non-uniform attenuation in cardiac SPECT imaging. J Nucl Med **15**: 497–507, 1989
- 7) Almquist H, Palmer J, Ljungberg M, Wollmer SE, Strand SE, Jonson B: Quantitative SPECT by attenuation correction of the projection set using transmission data: evaluation of the method. Eur J Nucl Med **16**: 587–597, 1990
- 8) Larsson SA, Kimiaei S, Ribbe T: Simultaneous SPECT and CT with Shutter Controlled Radionuclide Sources and Parallel Collimator Geometry. IEEE Trans Nucl Sci **40**: 1117–1122, 1993
- 9) Baily DL, Eberl S, Tan P, Meikle SR, Fulton RR, Hutton BF: Implementation of a scanning line source for attenuation correction with simultaneous emission/transmission SPECT. J Nucl Med **33**: 901, 1992
- 10) Tung CH, Gullberg GT, Zeng GL, Christian PE, Datz FL, Morgan HT: Non-uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography. 1991 Conf Record of IEEE Nucl Sci Symp and Med Imag Conf **3**: 2018–2022, 1992
- 11) Lonic S, Chang W, Huang G: Projection data de-truncation in direct asymmetric fan-beam SPECT reconstruction. 1994 IEEE Conf Record of Nucl Sci Symp and Med Imag Conf **3**: 1242–1246, 1995
- 12) Ogawa K, Yamamoto K: A proposal of dual fanbeam gamma-ray transmission data acquisition for quantitative SPECT [Abstract]. J Nucl Med **36** (suppl): 172P, 1995
- 13) Manglos SH, Bassano DA, Thomas FD: Cone-beam transmission computed tomography for non-uniform attenuation compensation of SPECT images. J Nucl Med **32**: 1813–1820, 1991

## Summary

### Enlargement of Effective Field of View in Gamma-Ray Transmission CT Using a Fan-Beam Geometry

Koichi OGAWA\*,\*\* and Atsushi KUBO\*\*

\*Department of Electronic Informatics, College of Engineering, Hosei University

\*\*Department of Radiology, School of Medicine, Keio University

Quantitative SPECT images require to correct attenuation of the gamma rays in the body, therefore, it is desired to obtain a true attenuation map measured by gamma-ray transmission CT. Many methods and geometries of the gamma-ray transmission data acquisition system have been proposed, however, there is a limitation in the size of the scintillator and this causes a serious artifact in reconstructed images of thorax. In this paper, we formulated the relation between the de-

tector length and the effective field of view for following data acquisition geometries in gamma-ray transmission CT; a detector with a symmetric fan-beam collimator which has long focal length, two detectors with a symmetric fan-beam collimator, and a detector with an asymmetric fan-beam collimator.

**Key words:** Single photon emission CT, Effective field of view, Fan-beam collimator, Transmission CT.