



Title	ファンビームコリメータによるSingle Photon Emission Computed Tomographyの検討
Author(s)	秋山, 芳久
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1992, 52(5), p. 660-668
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18350">https://hdl.handle.net/11094/18350</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## ファンビームコリメータによる Single Photon Emission Computed Tomography の検討

千葉県がんセンター物理室  
秋山 芳久

（平成3年12月25日受付特別掲載）

（平成4年3月22日最終原稿受付）

### Single Photon Emission Computed Tomography by using Fan Beam Collimator

Yoshihisa Akiyama  
Physics Section, Chiba Cancer Center Hospital

---

Research Code No. : 210.1

---

Key Words : SPECT, Fan beam collimator, Gamma camera

---

A multislice fan beam collimator which has parallel collimation along the cephalic-caudal axis of a patient and converging collimation within planes that are perpendicular to that axis was designed for a SPCT system with a rotating scintillation camera, and it was constructed by the lead casting method which was developed in recent years.

A reconstruction algorithm for fan beam SPECT was formed originally by combining the reconstruction algorithm of the parallel beam SPECT with that of the fan beam X-ray CT. The algorithm for fan beam SPECT was confirmed by means of computer simulation and a head phantom filled with diluted radionuclide.

Not only  $^{99m}\text{Tc}$  but also  $^{131}\text{I}$  was used as a radionuclide. A SPECT image with the fan beam collimator was compared with that of a parallel hole, low energy, high resolution collimator which was routinely used for clinical and research SPECT studies. Both system resolution and sensitivity of the fan beam collimator were ~20% better than those of the parallel hole collimator.

Comparing SPECT images obtained from fan beam collimator with those of parallel hole collimator, the SPECT images using fan beam collimator had far better resolution.

A fan beam collimator is a useful implement for the SPECT study.

#### はじめに

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) 検査のためにガンマカメラ回転型の装置が現在広く使用されている。核医学のプランナー画像が最初は像を得るだけで、次に高分解能化<sup>1)</sup>を目指したのと同様に、SPECT に於いても現在高分解能化を目指している。高分解能の SPECT 画像を得るためにはガンマカメラで収集される各角度でのデータそのものを高分解能化する

必要がある<sup>2)3)</sup>。従来使用されている平行コリメータでもこれは可能であるが、かなりの感度の犠牲を伴う<sup>4)</sup>ため、実際にはあまり高分解能化は出来ない。

頭部の SPECT 検査用としてファンビームコリメータ (Fig. 1) が Jaszczak 等<sup>5)6)</sup>により考案された。このコリメータは回転軸にそって平行であるが、横断面にそって焦点を有することにより視野が狭まるため、一般的には頭部の使用に

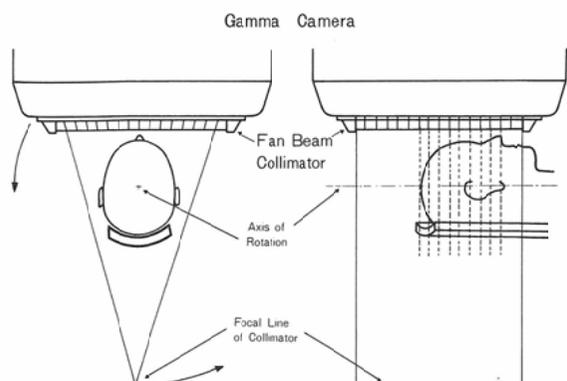


Fig. 1 Sketch illustrating rotation of a fan beam collimator about a patient. The fan beam collimator has converging collimation within each transverse section as indicated in the left of the figure. Each hole has parallel collimation along the axis of rotation as indicated in the right of the figure.

限定される。しかし平行コリメータではデータが入力しないガンマカメラの両端の方にもデータが入力するため、検出面を有効に使用することにより装置の感度はかなり向上する。その上、検査中の各角度で収集されるデータは拡大されるため<sup>7)8)</sup>、固有分解能の実質上の向上により総合分解能も若干向上する。また、感度の犠牲を払えばかなりの（総合分解能の）高分解能化を期待することも可能である。ただ、コリメータの穴の全てが焦点を向いている必要があり、原理的にはたいへん優れているこのコリメータも、作製上の精度の問題からか実際の SPECT 画像はそれほど改善されたわけではなかった<sup>5)6)9)</sup>。また、本コリメータ以前のファンビームコリメータは、線源としては<sup>99m</sup>Tc が検討されただけで、他の線源が用いられたとの報告はなかった。

コリメータは作製法の相違から薄い鉛の板を組み合わせるフォイルコリメータと鉛を鋳型に流し込むキャストコリメータの2種類がある。本コリメータ以前に作製されたファンビームコリメータは、少なくとも文献で広く公表された範囲では Jaszczak 等<sup>5)6)</sup>、Tsui 等<sup>9)</sup>の2つのみであるが、いずれもフォイルコリメータである。本コリメータは彼らとは異なりマイクロキャスト<sup>10)~13)</sup>と言わ

れる方法で作製した。

ファンビームコリメータは焦点に向かって指向性をもっている。そのため、従来の SPECT 検査に使用されている平行コリメータ用の画像再構成法をそのまま用いても画像を得ることは出来ない。ファンビームコリメータの画像再構成法として、ファンビーム型 X 線 CT の画像再構成法<sup>14)</sup>と平行コリメータによる SPECT の画像再構成法<sup>15)~17)</sup>とを組み合わせた方法<sup>18)</sup>を独自に開発して用いた。

本論文では、今回作製したファンビームコリメータで得られた SPECT 画像と従来使用されている平行コリメータで得られた SPECT 画像との比較を行い、その結果を中心に報告する。

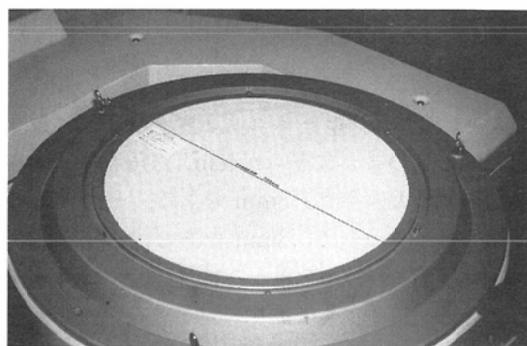


Fig. 2 Photograph of the fan beam collimator. The collimator was attached to a gamma camera.

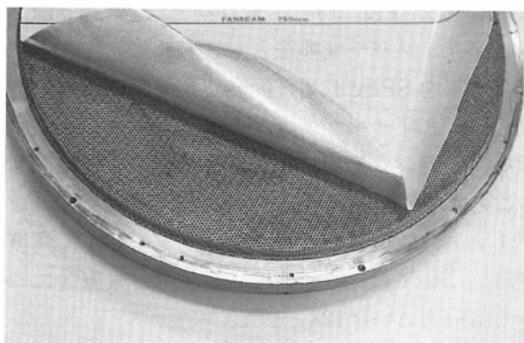


Fig. 3 Photograph of the fan beam collimator. A part of the cover of the collimator was stripped off.

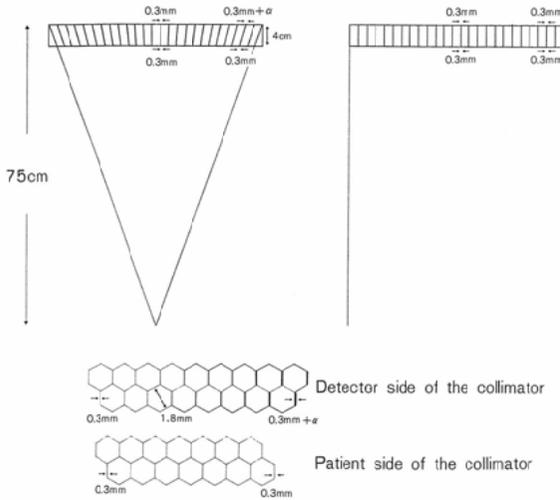


Fig. 4 The illustration of the fan beam collimator. The collimator, constructed by the lead casting method, has hexagonally shaped holes and a focal length of 75cm.

## 方 法

作製したファンビームコリメータ (Fig. 2, Fig. 3) は Fig. 4 のように厚みが4cm, 六角形に配列された各穴の大きさは1.8mmである。セプタムの厚みは患者側は全て0.3mmであるが, 検出器側の横断方向は中心から離れるに従い徐々に厚みを増している。この事により各穴が焦点を向くようになっている。なお, 線源としては $^{99m}\text{Tc}$ の140 keVだけでなく $^{123}\text{I}$ の $\gamma$ 線エネルギーである159 keVにも適用できるように設計してある。

ファンビームコリメータによる SPECT の画像再構成法 (Fig. 5) は, 並び換え法<sup>14)</sup>(補間法あるいはファンバラ変換法とも言われる) をもとにした方法を SPECT 用に開発<sup>18)</sup>して用いた。並び換えは, まずサンプリングの角度方向について線形補間を行い, その結果を直線方向で線形補間することにより近接4点から求めた。補間後のサンプリングは収集時のサンプリングと同じく, 角度方向については3°あるいは4°おき, 直線方向については64あるいは128とした。

SPECT 装置 (Toshiba GCA-70A) の主な構成は, 対向する2つのガンマカメラ (Toshiba GCA 401-5 TOKU) とデータ処理装置 (GCA 55A) が

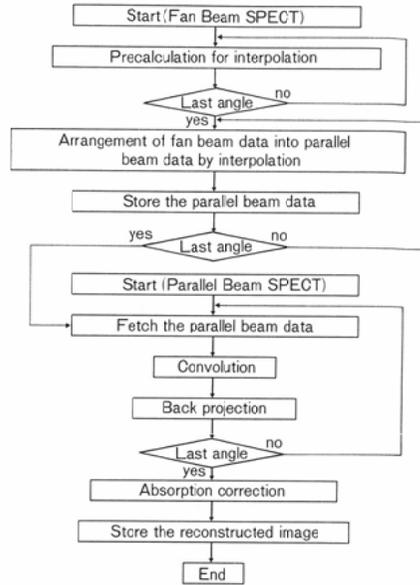


Fig. 5 Flow chart of the reconstruction algorithm for the fan beam SPECT and parallel beam SPECT.

ら成っている。

画像再構成の計算には汎用コンピュータ (FACOM M310) を使用した。データ処理装置と汎用コンピュータ間のデータ転送はMTを介しオフラインでおこなった。

比較のために使用した平行コリメータは $^{99m}\text{Tc}$ および $^{123}\text{I}$ の検査に一般的に使用されている低エネルギー・高分解能型コリメータ (LEHR) で, 厚みは2cmである。

SPECT のデータ収集は全て128×128ピクセル (2.7mm×2.7mm) で行った。ウィンドウの中心は $^{99m}\text{Tc}$ については140keV,  $^{123}\text{I}$ については159 keVのピークエネルギーに設定し, ウィンドウ幅は20%とし, データは4°おきに収集した。各角度ごとのデータの収集時間は30秒間である。回転半径は実験によっては2ないし3種類変えて行ったが, いずれも回転中心とコリメータの検出器側の表面までの距離で示してある。

### 1. コンピュータシミュレーション

今回使用した計算法で正しく画像再構成できるかどうかを確認するためにコンピュータを使用したシミュレーションファントム実験を行った。

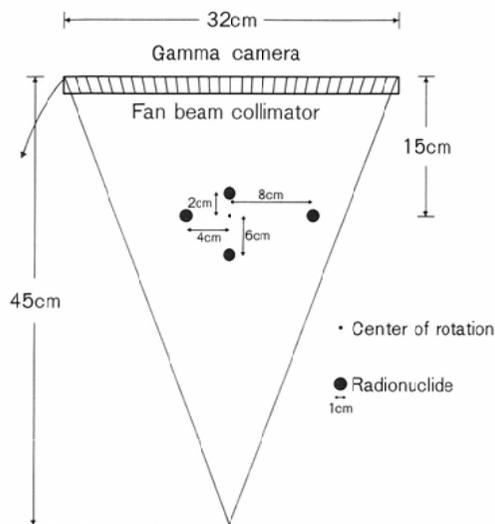


Fig. 6 Geometric configuration for computer simulation. It was assumed that each radionuclide was placed at a distance of 2, 4, 6 and 8 cm from the center of rotation.

Fig. 6 は仮定した線源の配置とファンビームコリメータである。サンプリングは直線方向は64 (0.5cm)、角度方向は $3^\circ$ おきとした。

## 2. 基礎実験

### 2・1. 感度

$^{99m}\text{Tc}$  点線源を回転中心に置いた。回転半径は22cm, 27cm, 32cm の3種類で行った。

### 2・2. FWHM

$^{99m}\text{Tc}$  線々源を横断面に直角方向にして回転中心付近に置いた。回転半径は22cm, 27cm, 32cm の3種類で行った。

### 2・3. プロフィールカーブによる分解能

平行な2本の $^{99m}\text{Tc}$  線々源を横断面に直角の方向にして回転中心付近に置いた。線源の間隔は4 cm とした。回転半径は27cm, 32cm の2種類で行った。

### 2・4. “Hoffman Phantom”

$^{123}\text{I}$  の溶液をファントム内に充填した。SPECT のデータ収集はなるべくファントムに接近させて行ったが、回転半径はファンビームコリメータでは24cm, 平行コリメータでは23cm である。基準として使用したプレーン画像は平行コリメータを使用しファントムの横断面側をガンマカメラに密着させて得た。プレーン画像の収集および表示は $256 \times 256$ ピクセル(1.35cm $\times$ 1.35cm)で、収集時間は10分間である。

## 結 果

### 1. コンピュータシミュレーション

Fig. 7 の左は今回使用した計算法で再構成した SPECT 画像である。正しく再構成されている。なお、Fig. 7 の右はファンビームコリメータで収集したデータを平行コリメータ用の画像再構成法<sup>15)</sup>をそのまま用いて再構成した場合の SPECT 画像である。本来、丸であるべき4個の線源のうち2個が十字状になっており、当然のことなが

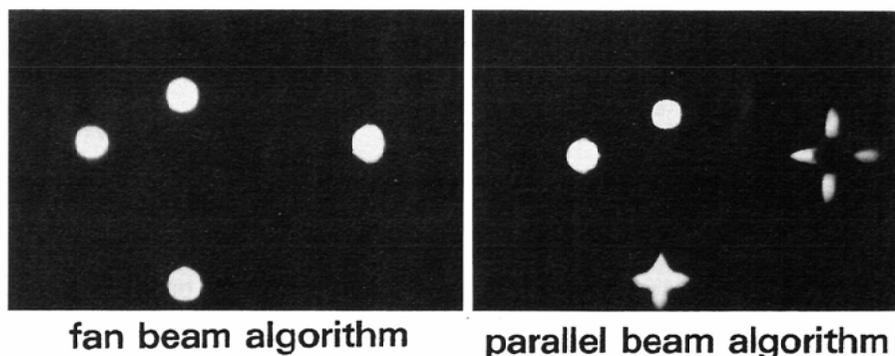


Fig. 7 SPECT images for sources given in Fig. 6. Left and right side images were reconstructed by using the fan beam algorithm and the parallel beam algorithm, respectively. The image on the left is reconstructed correctly. On the other hand, the image on the right is not reconstructed correctly.

ら正しく再構成されていない。

2. 基礎実験

2・1. 感度

Fig. 8 はファンビームコリメータによる SPECT と平行コリメータによる SPECT の相対感度である。平行コリメータによる SPECT では回転半径が変化しても当然ほぼ同じであるが、ファンビームコリメータによる SPECT では、予

想どおり回転半径が大きくなるにしたがって感度は上昇した。Fig. 8 にはこれらのコリメータを使用した場合の SPECT の視野<sup>9)19)</sup>も併せて示してある。視野は感度の上昇に反比例して狭くなっている。

2・2. FWHM

Fig. 9 はファンビームコリメータによる SPECT と平行コリメータによる SPECT の FWHM を示している。両コリメータによる SPECT の比較ではファンビームコリメータのほうがどの回転半径でも20%近く優れていた。拡大<sup>7)8)</sup>により分解能は若干良くなるが、Fig. 9 は本コリメータを使用した場合のデータ収集時での拡大率も併せて示

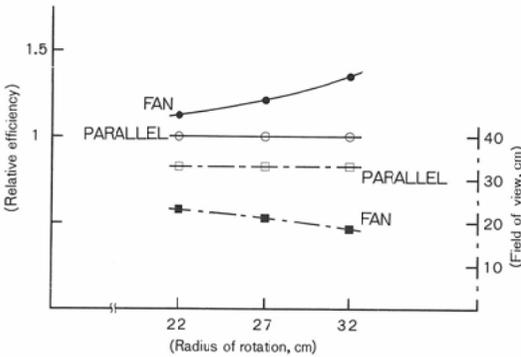


Fig. 8 Relative efficiencies of the fan beam collimator (FAN) and the parallel hole collimator (PARALLEL) as a function of radius of rotation. A point source of <sup>99m</sup>Tc was located at the center of the SPECT image. Variation in field of view of SPECT with the radius of rotation is indicated in this graph also.

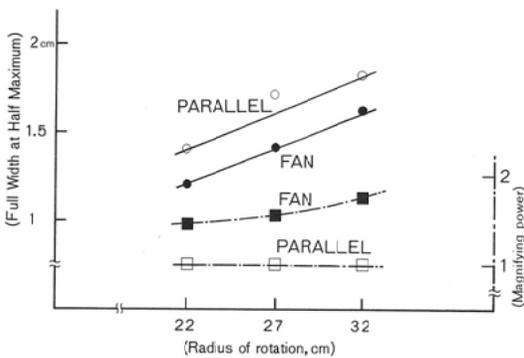


Fig. 9 Spatial resolution of the fan beam collimator (FAN) and parallel hole collimator (PARALLEL) expressed in full width at half maximum height and variation of magnifying power of planar image. Radius of rotation was measured from the surface of the detector side of the collimator.

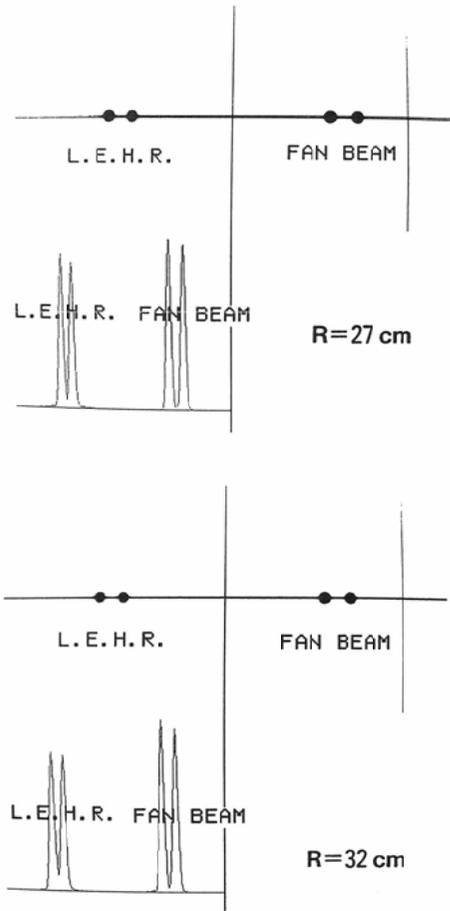


Fig. 10 Reconstructed image of two line sources placed at an interval of four centimeters and its profile curves along the center line of the source.

してある。

### 2・3. プロフィールカーブによる分解能

Fig. 10 のプロフィールカーブで示される線源と線源の間の谷の部位がベースラインに近づくほど分解能は優れていることを示すが、回転半径が27cm, 32cmの両方ともファンビームコリメータによるSPECTのほうが良い。回転半径が32cmのファンビームコリメータによるSPECTと、回転半径が27cmの平行コリメータによるSPECTの比較でさえファンビームコリメータによるSPECTのほうが良く、分解能が優れていることが判り、FWHMの結果を裏付けている。

### 2・4. “Hoffman Phantom”

Fig. 11 は“Hoffman Phantom”の両コリメータによるSPECT画像、ならびにプラナー画像で

ある。プラナー画像は画像再構成の計算過程が入らないため横断面の放射能分布を正確に反映していることが保証されている。また、密着した状態で収集したため分解能が良く<sup>20)</sup>、SPECTに於いては最終的に目標とする画像である。両方のSPECT画像ともプラナー画像より分解能はだいぶ劣るが平行コリメータのSPECT画像、ファンビームコリメータのSPECT画像ともに正しく再構成されており、今回独自に開発した方法で正しく画像再構成できることを確認した。SPECT画像の比較では、ファンビームコリメータの方がはるかに分解能が優れており、ファンビームコリメータを使用することによって平行コリメータよりもかなり高分解能の画像が得られることが判った。

### 考 察

高分解能のSPECT画像を得るためにはシステムの分解能を向上させる必要がある<sup>23)</sup>。また、実際の臨床では検査にあまり長時間をかけられないため、感度を向上させることも重要である。これらのための一つの方法としては、被検者のまわりに多数の検出器を配列するようなSPECT専用装置<sup>21)~24)</sup>が考えられる。ただ導入の際のコストと設置するためのスペースが問題になってくる。

ガンマカメラを回転させる方式でSPECT検査を行っている施設が多くある。この方式で分解能を向上させる方法としては、人体になるべく近づけるためガンマカメラに楕円軌道<sup>25)</sup>を取らせる方法が考えられている。たしかにこの方法はあまり余分なコストもかからず簡単に分解能を向上させる有力な方法である。しかし、感度の向上という意味ではなにも効果がない。

Jaszczak等<sup>5)6)</sup>はファンビームコリメータを考案した。ファンビームコリメータは平行コリメータと比べ感度・分解能ともに向上させることができるため原理的には大変優れている。

Jaszczak等<sup>5)6)</sup>、Tsui等<sup>9)</sup>はファンビームコリメータを作製した。彼らはそれぞれ独自に作製したファンビームコリメータを用いて検討を行っているが、平行コリメータによるSPECTと比較して、線々源あるいは点線源を用いて測定される感

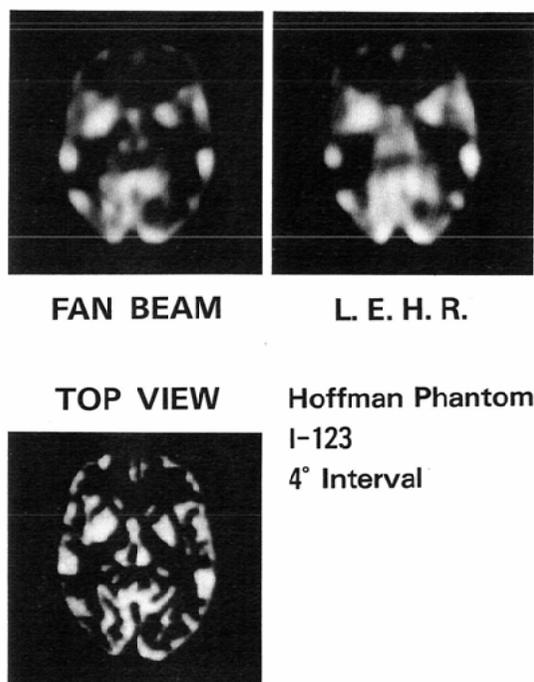


Fig. 11 Images of the “Hoffman Phantom” filled with  $^{123}\text{I}$  solution. SPECT images were reconstructed from 90 views. The acquisition time for each collimator at each step was 30 seconds. (Upper left) SPECT image through the fan beam collimator. (Upper right) SPECT image through the parallel hole collimator. (Lower left) top view.

度や分解能の実験値は向上したと報告した。しかし、彼らが作製したファンビームコリメータは、精度があまり良くなかったためか、実際の SPECT 画像はそれほど良くはならなかった。そのため、新たにファンビームコリメータを作製して研究しようとの気運がおこらなかつたと思われ、それ以後はこの種の報告はほとんど見あたらない。今回作製したファンビームコリメータによる SPECT 画像は平行コリメータによるそれよりも画質はかなり向上した。これは作製法の相違や技術の向上により以前のファンビームコリメータよりも精度良く作製された可能性があり、これが理由の一つとして考えられる。

ファンビームコリメータ用の画像再構成法として直接法<sup>26)</sup>と、並び換え法<sup>14)</sup>の2つが考えられる。前者の方が多少良い画像が得られる可能性があるとも思われるが<sup>27)</sup>、本報告では平行コリメータによる SPECT の画像再構成法をそのまま生かす目的から後者の方法で行った。本法で正しく再構成できることはコンピュータシミュレーションファントム実験および実際に“Hoffman Phantom”を用いた実験でも確認した。

Fig. 8の実験結果から、SPECTの検査に際し回転半径が大きくなると感度は上昇する。しかし、これに伴い視野が狭まるため、被検体が視野からはみだすようになり、正確な SPECT 画像は得られなくなる。平行コリメータによる SPECT では回転半径が大きくなるほど分解能は悪くなる<sup>28)</sup>が、Fig. 9の実験結果から、ファンビームコリメータによる SPECT でもこのことは同じである。これらから平行コリメータによる SPECT 検査の時と同様に、普通は回転半径は可能な限り小さいほうがよい。

ファンビームコリメータを使用することの利点は、ガンマカメラの検出面を有効に使用することによる感度の向上と、拡大効果による分解能の向上である。この目的のためには、なるべく焦点距離は短いほどよい。ただ、あまり短焦点にすると SPECT 画像の視野が狭まり、被検体が視野からはみ出してしまいうため使用できなくなる。検出器の大きさと被検体の大きさならびに回転半径との

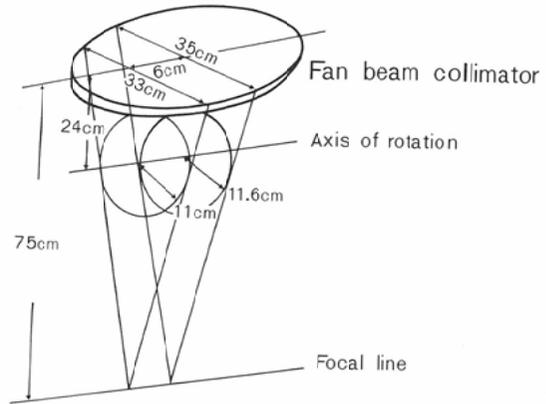


Fig. 12 Field of view for SPECT study.

関係で最適な焦点距離が決まる。

今回作製したファンビームコリメータは、Fig. 12のようにその直径が35cmであり、検出器の中心から6cmずれたスライス位置での使用を考える場合、検出面の長さは33cmとなる。本 SPECT 装置を頭部の検査に使用する場合、コリメータの検出面から測定した回転半径は約24cmである。従って、SPECT 画像の視野の大きさに多少余裕をもたせて、その半径を11cmとし、焦点距離を75cmとした。

本 SPECT 装置では、患者の肩がじゃまになり、頭部の検査を行うときの回転半径は実際にはあまり小さくできない。しかし、装置の工夫<sup>28)</sup>により回転半径をより小さくすることは可能である。また、検査に際し患者の頭部をいつも中心に固定すれば、SPECT 画像の視野をより小さく設定<sup>9)</sup>することも可能である。また、本 SPECT 装置に使用したガンマカメラよりも大きなガンマカメラがすでに市販されている。これらにより、ファンビームコリメータの焦点距離をより短くすることは可能である。

Jaszczak 等<sup>56)</sup>、Tsui 等<sup>9)</sup>が用いた線源は<sup>99m</sup>Tcのみである。本報告によりファンビームコリメータは<sup>99m</sup>Tcのみでなく<sup>123</sup>Iにも有効であることが確認できた。

Lim 等<sup>29)</sup>はコンピュータシミュレーションの手法によりファンビームコリメータを用いた場合の SPECT 画像について検討を行った。また、彼

Table 1 Relative efficiency and spatial resolution of the SPECT image. Calculated values are from the literature (29)

Radius of rotation (cm)	22	27	32
Relative efficiency			
Measured	1.12	1.21	1.35
Calculated	1.12	1.24	1.38
Spatial resolution (FWHM, cm)			
Measured	1.2	1.4	1.6
Calculated	1.09	1.30	1.51

Table 2 Calculated values of focal length, relative efficiency and spatial resolution (FWHM) of each collimator. D represents the length of the detector; a the collimator thickness; R the radius of rotation measured from the detector side of the collimator; F the focal length. The radius of the field of view of SPECT is 11cm. The value of relative efficiency and FWHM were calculated from the literature (29). Fan beam collimator of #1 was constructed and studied in this paper

Fan Beam Collimator	D	a	R	F	Relative efficiency	FWHM
#1	33	4	24	75.0	1.0	1.18
#2	40	4	24	57.5	1.04	1.17
#3	40	4	20	49.2	1.15	0.98
#4	40	4	16	41.2	1.12	0.81
#5	45	4	16	37.3	1.14	0.81
#6	45	5	16	37.3	0.73	0.67

unit=cm

らは Anger 等<sup>30)</sup>, Moyer 等<sup>19)</sup>の方法をもとに、ファンビームコリメータの感度並びに分解能を計算により求める方法を考案した。Table 1 は彼らの方法をもとに計算した結果と、本コリメータを用いて実際に実験で求めた結果である。計算値は Parallax Error のない回転中心の値であるが実験値とそれほど大きな隔たりはない。

Table 2 はコリメータの大きさと検出器の回転半径を変えたときのファンビームコリメータの焦点距離である。なお、ここでは SPECT 画像の視野の半径は 11cm とした。Table 1 の結果から Lim 等の計算法で感度及び分解能を推定できることを確認したが、Table 2 には #2 から #6 の想定した各コリメータの感度及び分解能も併せて示し

てある。なお、表中の D は検出面の長さ、a はコリメータの厚み、R はコリメータの検出器側から回転中心までの距離、F はコリメータの検出器側から測定した焦点距離である。これらから、大きな検出器を用いて焦点距離を短くすれば本コリメータよりもさらに感度及び分解能を向上させることが可能である。また、コリメータを厚くすれば感度は犠牲になるが分解能は飛躍的に向上することが判り、今後新たにファンビームコリメータを作製する場合の一つの指標になる。

ガンマカメラ回転型の SPECT 装置において、今まで使用されてきた平行コリメータをファンビームコリメータに換えるだけで、また、画像再構成法の一部を変更するだけで従来よりもはるかに高画質の SPECT 画像が得られることが可能となる。本報告では頭部のみを考慮にいて検討を行ったが、大きな検出器を利用すれば、この方法はそのまま胸部や腹部にも応用できる。

ガンマカメラを用いた SPECT においてファンビームコリメータはたいへん有効である。

稿を終えるに臨み、御指導、御校閲を賜りました千葉大学医学部放射線医学教室有水 昇教授に深甚なる謝意を表します。終始、御指導、御鞭撻を賜りました千葉県がんセンター核医学診療部長油井信春博士に深く感謝致します。本論文の一部は第 26 回日本核医学会総会、第 59 回日本医学放射線学会物理部会大会で報告した。また、本研究は一部厚生省がん研究助成金 No. 60-39 「がん免疫イメージングの精度向上をめざした計測機器システムの開発に関する研究」の援助を受けた。

#### 文 献

- 1) 有水 昇, 内山 暁, 川名正直, 他: 大型高解像力シンチカメラの臨床使用経験, とくに<sup>99m</sup>Tc フチン酸による肝シンチグラム, 核医学, 14: 137-143, 1977
- 2) Budinger TF, Derenzo SE, Gullberg GT, et al: Emission computer assisted tomography with single-photon and positron annihilation photon emitters. J Comp Assist Tomogr (Computed Tomogr) 1: 131-145, 1977
- 3) Gottschalk SC, Salem D: Effect of an elliptical orbit on SPECT resolution and image uniformity. In Nuclear medicine and biology. Reynaud C ed. Paris, Pergamon, Vol 1, 1982, p1026-1029
- 4) 松山芳久, 油井信春, 木下富士美, 他: SPECT の

- 高分解能化の試み, 核医学, 24: 71-75, 1987
- 5) Jaszczak RJ, Chang LT, Murphy PH: Single photon emission computed tomography using multi-slice fan beam collimator. *IEEE Trans Nucl Sci NS-26*: 610-618, 1979
  - 6) Jaszczak RJ, Chang LT, Stein NA, et al: Whole-body single-photon emission computed tomography using dual, large-field-of-view scintillation cameras. *Phys Med Biol* 24: 1123-1143, 1979
  - 7) Rudin S, Bardfeld PA, Hart H: Use of magnifying multihole collimators in the gamma-ray camera system. *J Nucl Med* 12: 831-834, 1971
  - 8) Dowdey JE, Bonte FJ: Principles of scintillation camera image magnification with convergent collimators. *Radiology* 104: 89-96, 1972
  - 9) Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, et al: Design and clinical utility of a fan beam collimator for SPECT imaging of the head. *J Nucl Med* 27: 810-819, 1986
  - 10) Chang W, Burch P, Wesdowski C, et al: Performance of cast collimator for SPECT imaging. *J Nucl Med* 26: 44, 1985
  - 11) Gillen GJ, Hilditch TE, Elliott AT: Non-isotropic point spread function as a result of collimator design and manufacturing defects. *J Nucl Med* 29: 1097-1100, 1988
  - 12) Malmin RE, Stanley PC, Guth WR: Collimator angulation error and its effect on SPECT. *J Nucl Med* 31: 655-659, 1990
  - 13) Akiyama Y, Yui N: Performance of a multislice fan beam collimator for SPECT imaging of the head. *Ann Nucl Med* 5: 117-121, 1991
  - 14) Wang L, Cho ZH: 3-D reconstruction algorithms for fan beam scans. *WB 6 Imaging Processing for 2-D and 3-D Reconstructions from Projections*. Optical Society of America, 1975
  - 15) 秋山芳久, 木下富士美, 油井信春, 他: ガンカメラを用いたシングルフォトンラジオアイソトープエミッション CT 像. *Radioisotopes* 28: 494-499, 1979
  - 16) Budinger TF, Gullberg GT: Threedimensional reconstruction in nuclear medicine emission imaging. *IEEE Trans Nucl Sci NS-21*: 2-20, 1974
  - 17) Shepp LA, Logan BF: The fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci NS-21*: 21-43, 1974
  - 18) 秋山芳久, 佐方周防, 油井信春: SPECT 用コンバージョンコリメータを用いた再構成像について. *Radioisotopes* 35: 535-539, 1986
  - 19) Moyer RA: Low-energy multihole converging collimator compared with a pinhole collimator. *J Nucl Med* 15: 59-64, 1974
  - 20) Gerber MS, Miller DW: Parallehole collimator design. *J Nucl Med* 15: 724-725, 1974
  - 21) Kuhl DE, Edwards RQ, Ricci AR, et al: The Mark IV system for radionuclide computed tomography of the brain. *Radiology* 121: 405-413, 1976
  - 22) Kirsch CM, Moore SC, Zimmerman RE, et al: Characteristics of a scanning, multidetector, single-photon ECT body imager. *J Nucl Med* 22: 726-731, 1981
  - 23) Rogers WL, Clinthorne NH, Stamos J, et al: Performance evaluation of SPRINT, A single photon ring tomography for brain imaging. *J Nucl Med* 25: 1013-1018, 1984
  - 24) Kimura K, Hashikawa K, Etani H, et al: A new apparatus for brain imaging: Four head rotating gamma camera single-photon emission computed tomograph. *J Nucl Med* 31: 603-609, 1990
  - 25) Gottschalk SC, Salem D, Lim CB, et al: SPECT resolution and uniformity improvements by noncircular orbit. *J Nucl Med* 24: 822-828, 1983
  - 26) Herman GT, Lakshminarayan AV, Naprastek A: Convolution reconstruction techniques for divergent beams. *Comput Biol Med* 6: 259-271, 1976
  - 27) 秋山芳久, 油井信春, 木下富士美, 他: ファンビームコリメータの再構成アルゴリズムの検討, 核医学, 27: 979, 1990
  - 28) Larsson SA, Bergstrand G, Bergstedt H, et al: A special cut-off gamma camera for high-resolution SPECT of the head. *J Nucl Med* 25: 1023-1030, 1984
  - 29) Lim CB, Chang LT, Jaszczak RJ: Performance analysis of three camera configurations for single photon emission computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci NS-27*: 559-568, 1980
  - 30) Anger HO: Scintillation camera with multi-channel collimators. *J Nucl Med* 5: 515-531, 1964