



# HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	超高エネルギー用高空間分解能・高感度コリメータの設計について
Author(s)	久保, 直樹; Kubo, Naoki
Citation	北海道放射線技術雑誌, 64, 45-51
Issue Date	2004-07
Doc URL	<a href="https://hdl.handle.net/2115/664">https://hdl.handle.net/2115/664</a>
Type	journal article
File Information	JHRT_64_p45.pdf



# 研究報告

超高エネルギー用高空間分解能・高感度  
コリメータの設計について

Design of ultra-high-energy, high-resolution  
and high-sensitivity collimators for gamma  
cameras.

北海道大学医学部保健学科  
放射線技術科学専攻

久保直樹

## 要旨

小型被写体用超高エネルギー用コリメータの設計と作製を行った。作製したピンホールコリメータは、径 0.6 mm で許容角度は  $13^\circ$  であった。このピンホールから被写体までの距離と幾何学的感度、および距離と視野サイズの関係を計算した。次にガンマカメラに装着して  $^{18}\text{F}$  における総合空間分解能と総合感度を測定した。また超高エネルギー用コンバージングコリメータも設計した。ピンホールコリメータの計算結果は、距離を近づけると幾何学的感度は高くなったが、視野は狭まった。測定した結果において FWHM は 2.4 mm, FWTM は 9.5 mm, 総合感度は  $6.8 \text{ counts sec}^{-1} \text{ MBq}^{-1}$  であった。一方、コンバージングコリメータは視野の大きさの制限、視野周辺部の感度低下を受けないことが示唆された。このようにピンホールコリメータで超高エネルギーの高空間分解能撮像に成功した。またコンバージングコリメータの方は、臨床機へ

の応用も可能と考えられた。

### Summary

Recently, small object imaging using positron emitters, such as fluorine-18-2-deoxyglucose, has focused on basic nuclear medicine techniques. We have designed and developed ultra-high-energy high-resolution collimators for small object imaging. Firstly, we produced an ultra-high-energy pinhole collimator. The thickness of the lead shielding was 30 mm. The pinhole diameter of knife-edge aperture was 0.6 mm. The acceptance angle was  $13^\circ$ . This cylinder was equipped with a non-collimator gamma camera at a distance of 30.5 cm. The radius of rotation was 6 cm and the magnification was 5.1 times. In simulation calculations, as the pinhole-object distance decreased, geometric sensitivity increased geometrically. However, as the pinhole-object-distance decreased, field-of-view (FOV) decreased linearly. Spatial resolution was

measured using a line source of  $^{18}\text{F}$  and was 2.4 mm at full-width-at-half-maximum and 9.5 mm at full-width-at-tenth-maximum. The sensitivity of the system was  $6.8 \text{ counts sec}^{-1} \text{ MBq}^{-1}$  using a point source of  $^{18}\text{F}$ . In addition, sensitivity at the rim of FOV was lower than that at the center. Next, we designed an ultra-high-energy converging collimator. It was found that the converging collimator had uniform sensitivity over the FOV. Also, the FOV at smaller collimator-object distances was not as restricted as the ultra-high-energy pinhole collimator. Thus, we demonstrated that high-resolution images for ultra-high-energy imaging could be acquired using the pinhole collimator. Moreover, we believe that the ultra-high-energy converging collimator could be available for a clinical study.

**Key word:** ultra-high-energy imaging, converging collimator, pinhole collimator

## I . 緒言

近年，小型被写体用高空間分解能核医学装置の開発が国際的に注目されている．これには以下の2つの理由がある．ひとつは，小型のため視野が小さくて済むので比較的安いコストで実用的な試作機が作製できることである．この利点により現在までに，術中リンパ節生検に使用する半導体を応用した様々なイメージング装置が実用化されつつある<sup>1)</sup>．もうひとつは小動物に対する実験に使用するというものである<sup>2-10)</sup>．これは核医学の放射性医薬品の開発だけに留まることなく，動物へ屠殺や激しく侵襲することを全く行わずに体内の物質分布を画像化することができ，医学の基礎実験に貢献できることとなる．現在動物実験は倫理的問題と経費の観点から，出来るだけ小動物で行われるようになってきている．しかし小動物の場合は中型や大型動物と違い，機器には高空間分解能が要求される．一方，ポジトロン核種（例えば<sup>18</sup>F-FDG）は

今後の医療を担う非常に重要なものである．  
そのためポジトロン断層装置（PET）は，最近急激に臨床へ普及している．しかし通常のPET装置では小型被写体に対するほどの空間分解能まではまだ達成していない．そこで今回，ガンマカメラを使用してポジトロン核種を撮像できるような超高エネルギー（511 keV）小型被写体用コリメータの設計と作製を行った．そしてそれらの性能について検討を行った．

## II．方法

### II－1 超高エネルギー用ピンホールコリメータの設計と作製

ポジトロンの消滅 $\gamma$ 線 511 keVにも対応するピンホールコリメータの設計と作製を行った．概略図を Fig. 1 に示す．コリメータは厚さ 3 cm の鉛で作製された．これに直径 0.06 cm のピンホールを開孔させた．ピンホールを形成するナイフエッジ（ピンホールは円錐を

Fig. 1

頂点で上下に接続したような形となるため、ピンホールの縁は薄く尖った鉛で形成されることになる)は、薄すぎると 511 keV の消滅  $\gamma$  線を容易に透過させる。すなわちペネトレーションを起こすこととなる<sup>11)</sup>。そこでコリメータ表面の開口部を直径 0.7 cm とすることで、ピンホール許容角度を  $13^\circ$  とした。このようにペネトレーションへの対処をおこなったピンホール開口部の写真を Fig. 2 に示す。Fig. 2

## II - 2 使用装置

使用したガンマカメラは東芝社製 GCA-602A であった。ガンマカメラには通常のコリメータを装着せずに、今回作製したコリメータをシンチレータの表面から 30.5 cm の位置に固定した。ピンホールコリメータのピンホールと被写体までの距離は最大 6 cm としたため、この位置における拡大率は 5.1 倍となった。

## II - 3 ピンホール被写体距離と幾何学的感度との関係についての計算

感度がピンホールからの距離に依存することを示すために，ピンホール被写体距離と幾何学的感度との関係についての計算を行った。

ピンホールの有効径は $\gamma$ 線が孔の周辺の壁部（前述のナイフエッジのこと）を多少透過するため，実際の孔の直径 $d$ より大きくなり，次式(1)で表される<sup>12)</sup>。

$$d_e = \left[ d \left( d + 2\mu^{-1} \tan \frac{\alpha}{2} \right) \right]^{\frac{1}{2}} \dots \dots \dots (1)$$

ここで $\mu$ は開口部材料の $\gamma$ 線に対する線吸収係数， $\mu^{-1}$ は開口部材料の $\gamma$ 線に対する平均自由行程である。今回511 keVを対象としているため $\mu^{-1}$ は0.59 cmの値を使用した。また $\alpha$ はピンホール許容角度である。

次に幾何学的感度は次式(2)で表される

$$g = \frac{d_e^2 \sin^3 \theta}{16 b^2} \dots \dots \dots (2)$$

<sup>12)</sup> .

ここで  $\theta$  は，点線源とピンホールを結んだ直線がシンチレータ面と成す角度である．また  $b$  が被写体とピンホールとの距離になる．今回，点線源を視野の中心に置いた場合とし， $\theta = 90^\circ$  として計算した．

#### II - 4 ピンホール被写体距離と視野サイズとの関係についての計算

ピンホール許容角度が  $13^\circ$  であることを用いて，ピンホールからの距離と視野サイズについて計算した．距離はコリメータ面である  $1.5 \text{ cm}$  から最大である  $6 \text{ cm}$  まで変化させた．

#### II - 5 総合空間分解能の測定

総合空間分解能を測定するために線線源を撮像した．線線源には内径  $0.8 \text{ mm}$  のヘマトクリット管を使用した．管内には放射能濃度  $40 \text{ MBq/mL}$  の  $^{18}\text{F}$  を封入した．線線源をピンホールから距離  $6 \text{ cm}$  の位置かつ視野の中央に配置した．設定したエネルギーウィンドウは  $511 \text{ keV} \pm 10\%$  であった．マトリクスは 256

×256とし10分間収集した。撮像された線線源のプロファイルカーブから、半値幅(full-width-at-half-maximum: FWHM)と1/10幅(full-width-at-tenth-maximum: FWTM)を計算した。

## II - 6 総合感度の測定

放射能濃度 40 MBq/mLの<sup>18</sup>Fを直径 2.7 mm, 高さ 2.0 mmとなるように封入して点線源を作製した。放射能は 458 kBqであった。この点線源をピンホールから距離 6 cmの位置かつ視野の中央に配置した。収集の条件は前項の線線源と同様であった。撮像された画像全体に関心領域を設定し、そのトータルカウントから総合感度を計算した。

## III . 結果

### III - 1 ピンホール被写体間距離と幾何学的感度

ピンホールの有効径は、 $6.1 \times 10^{-2}$  cmであった。ピンホール被写体間距離と幾何学的感

度の計算結果を Fig .3 に示す . 距離が近づくにつれて感度は飛躍的に向上することとなった .

### Ⅲ - 2 ピンホール被写体間距離と視野サイズ

ピンホール被写体間距離と視野サイズの計算結果を Fig .4 に示す . 距離が近づくにつれて視野サイズは直線的に減少することとなった Fig. 4

### Ⅲ - 3 総合空間分解能

線線源の FWHM は 2.4 mm , FWTM は 9.5 mm であった .

### Ⅲ - 4 総合感度

視野中心上の総合感度は  $6.8 \text{ counts sec}^{-1} \text{ MBq}^{-1}$  であった .

## Ⅳ . 考察

ポジトロン核種にも対応する , 小型被写体用超高エネルギー用コリメータの設計と作製を行った .

このコリメータにより，まず小動物の In Vivo の撮像ができる．これは microPET<sup>13)</sup> と違い，現在最も広く使用されているシンチグラム用放射性医薬品を使用しての画像を得ることができる．そして病態の経時的変化を追う場合，撮像時に屠殺する必要がないため，同一個体を実験に使用することができる．従来動物実験を行う場合，空間分解能の関係から比較的大きな体格を持つ動物に限られた．そのため動物実験のコストはかなり高価であった．また撮像時にもかなり煩雑であった．また飼育や実験後の処理も多大な労力を必要とした．しかしこのコリメータであれば，小動物（ラット等）が使用できるためコストも労力も大幅に削減される．加えて，コリメータで実現するため他施設でもガンマカメラを所有していれば比較的安価で導入することができる．そしてコリメータの交換で済むためガンマカメラの新しい構築や改造を必要としない．また実験の際，動物を臥位で固定で

きるという利点がある。これは既に報告されている小動物撮像システムとは違い、被写体のレスピレーションや血液サンプリングが行いやすいということになる<sup>4, 5)</sup>。

次にガンマカメラに用いられているNaIシンチレータはBGOよりはエネルギー分解能が高いために、2核種同時収集ができるという大きな利点がある<sup>14)</sup>。これにより、違う薬剤をまったく同じ条件下で実験し画像化することができる<sup>15-17)</sup>。臨床的応用としては、術中におけるセンチネルリンパ節の撮像の際、<sup>99m</sup>Tcコロイド製剤と同時にFDGの検査もできるため、転移など非常に多くの情報を提供できることになる。

#### IV - 1 空間分解能について

ガンマカメラは、固有空間分解能に限界がある。平行多孔型コリメータで撮像した場合、Fig. 5に示すように点は暈けて広がり2点を識別することは不可能となる。一方、ピンホールコリメータあるいはコンバージングコリ

Fig. 5

メータによる撮像は，像が始めに拡大して，その後には暈けることになる．そのため暈けたとしても2点を分離することが可能となる．今回のピンホールコリメータは拡大率が5.1倍であるため高空間分解能を達成できた．今回 $^{18}\text{F}$ においてFWHMが2.4 mmであったが， $^{18}\text{F}$ はポジトロンの飛程があるために空間分解能には限界が存在する<sup>18, 19)</sup>．また臨床に用いられている全てのPET装置より高空間分解能となっていたため，今回のコリメータは，十分な性能であったといえる．

#### IV - 2 感度について

ピンホールに被写体を近づけた場合，感度が飛躍的に向上する．極限まで近づけたと仮定すると Fig. 3 で示されるように平行多孔型コリメータの感度も凌駕することが可能となる．この理由は Fig. 6 のように表される．点線源からは，すべての方向に放射線は放出さ

Fig. 6

ールへの距離が近い場合，立体角  $s$  が  $t$  より大きくなることで示されるように通過する放射線の個数は多くなる．しかし距離が近づくと Fig. 4 のように視野は小さくなるという欠点がある．小動物実験に限れば視野が小さくても支障は少ないが，臨床の検査に用いる場合では，かなり使用しにくいものになってしまう．またピンホールコリメータでは，被写体が視野の周辺にあった場合，感度が低くなる．この理由を Fig. 7 に示す．被写体が視野中心にあった場合，ピンホールを通過する放射線は立体角  $u$  で表される．しかし視野周辺の場合では立体角  $v$  のように狭くなり，感度が低下する．以上のようにピンホールコリメータには，感度において問題が存在する．

Fig. 7

#### IV - 3 将来構想

ピンホールコリメータの欠点を克服するため，超高エネルギー用のコンバージングコリメータを設計した．概略図を Fig. 8 に示す．コリメータ隔壁を 2 mm と通常のコリメータ

Fig. 8

と比較してかなり厚いものとし，またコリメータの高さを 87 mm とすることで 511 keV のエネルギーでもペネトレーションを起こさないようなものとした<sup>20)</sup>．コンバージングコリメータも像を拡大して撮像するため，ピンホールコリメータと同様に高空間分解能となることが期待できる．また感度が向上する理由を Fig. 9 に示す．コンバージングコリメータの孔は広がっているために，平行多孔型の孔と違い開口部は広くなる．Fig. 9 は被写体側から見た模式図であるが，コンバージングコリメータの孔は平行多孔型の孔より広い面積のシンチレータが確認できる．そのためガンマカメラに入射する放射線の個数は増えることとなる．また文献によると，臨床機においてファンビームコリメータは平行多孔型コリメータのおよそ 1.5～2 倍の感度向上が得られる．そのためファンビームコリメータによる SPECT 画質改善の要因は，拡大による空間分解能の向上の効果というよりは，感度が向

Fig. 9

上することによる効果によるところが大きいと報告されている<sup>21)</sup>。このようにコンバージングコリメータも同様に画質改善が期待できる。また Fig. 8 に示すようにコンバージングコリメータの場合ではピンホールと違い、被写体が視野の周辺に存在してもシンチレータに届く放射線の立体角が狭くなるという現象は起きない。そのため視野全体の感度は向上するということが期待できる。そして被写体コリメータ間距離が小さくなったとしても視野が狭窄することはない。そのため臨床においても視野が確保されることにより、検査施行が容易になると考えられる。

## V. 結語

超高エネルギーにも対応する小型被写体用コリメータを設計し作製した。そして高空間分解能の性能を達成した。ただしピンホールコリメータは距離を近づけた場合、視野サイズの制限を受けた。コンバージングコリメー

タとした場合では視野の大きさの制限，および視野周辺部の感度低下を受けないことが示唆された．これにより臨床機への応用も十分可能であると考えられた．

## 謝辞

本研究は平成13年度～平成15年度科学研究費補助金 基盤研究B展開（研究代表者久保直樹）の助成を受けて行われた．

## 文献

1. 久保直樹，荒井博史，玉木長良．フォトダイオード接続シンチレータ型ポータブルガンマカメラ．Radioisotopes 51(3), 145-147, 2002
2. Acton PD, Kung HF: Small animal imaging with high resolution single photon emission tomography. Nucl Med Biol, 30(8), 889-895, 2003

3. Ogawa K, Kawade T, Nakamura K, et al:  
Ultra high resolution pinhole SPECT for  
small animal study. IEEE Trans Nucl Sci,  
45(6), 3122-3126, 1998
4. Wu MC, Hasegawa BH, Dae MW: Performance  
evaluation of a pinhole SPECT system for  
myocardial perfusion imaging of mice.  
Med Phys, 29(12), 2830-2839, 2002
5. Wu MC, Gao DW, Sievers RE, et al: Pinhole  
single-photon emission computed  
tomography for myocardial perfusion  
imaging of mice. J Am Coll Cardiol,  
42(3), 576-582, 2003
6. Liu Z, Kastis GA, Stevenson GD, et al:  
Quantitative analysis of acute  
myocardial infarct in rat hearts with  
ischemia-reperfusion using a  
high-resolution stationary SPECT system.  
J Nucl Med, 43(7), 933-939, 2002
7. Habraken JB, de Bruin K, Shehata M, et

- al: Evaluation of high-resolution pinhole SPECT using a small rotating animal. *J Nucl Med*, 42(12), 1863-1869, 2001
8. Beekman FJ, McElroy DP, Berger F, et al: Towards in vivo nuclear microscopy: iodine-125 imaging in mice using micro-pinholes. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 29(7), 933-938, 2002
9. Yukihiro M, Inoue T, Iwasaki T, et al: Myocardial infarction in rats: high-resolution single-photon emission tomographic imaging with a pinhole collimator. *Eur J Nucl Med*, 23(8), 896-900, 1996
10. Hirai T, Nohara R, Ogoh S, et al: Serial evaluation of fatty acid metabolism in rats with myocardial infarction by pinhole SPECT. *J Nucl Cardiol*, 8(4), 472-481, 2001

11. Smith MF, Jaszczak RJ, Wang H: Pinhole aperture design for  $^{131}\text{I}$  tumor imaging. IEEE Trans Nucl Sci, 44(3), 1154-1160, 1997
12. Moyer RA: A low-energy multihole converging collimator compared with a pinhole collimator. J Nucl Med, 15(2), 59-64, 1974
13. Cherry SR, Shao Y, Silverman RW, et al: MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals. IEEE Trans Nucl Sci, 44(3), 1161-1166, 1997
14. Guru SV, He Z, Wehe DK, et al: Portable high energy gamma ray imagers. Nucl Instrument Methods Phys Res Section A Accel Spectromet Detect Ass Equip, 378(3), 612-619, 1996
15. He ZX, Shi RF, Wu YJ, et al: Direct imaging of exercise-induced

myocardial ischemia with  
fluorine-18-labeled deoxyglucose and  
Tc-99m-sestamibi in coronary artery  
disease. Circulation,  
108(10), 1208-1213, 2003

16. Stoll HP, Hellwig N, Alexander C, et al:  
Myocardial metabolic imaging by means  
of fluorine-18  
deoxyglucose/technetium-99m  
sestamibi dual-isotope single-photon  
emission tomography. Eur J Nucl Med,  
21(10), 1085-1093, 1994

17. Sandler MP, Bax JJ, Patton JA, et al:  
Fluorine-18-fluorodeoxyglucose  
cardiac imaging using a modified  
scintillation camera. J Nucl Med,  
39(12), 2035-2043, 1998

18. Budinger TF, Brennan KM, Moses WW, et  
al: Advances in Positron Tomography  
for Oncology. Nucl Med Biol,

23(6), 659-667, 1996

19. Cho ZH, Chan JK, Ericksson L, et al:  
Positron ranges obtained from  
biomedically important  
positron-emitting radionuclides. J  
Nucl Med, 16(12), 1174-1176, 1975
20. Dewaraja YK, Ljungberg M, Koral KF:  
Accuracy of  $^{131}\text{I}$  tumor quantification  
in radioimmunotherapy using SPECT  
imaging with an ultra-high-energy  
collimator: Monte Carlo study. J Nucl  
Med, 41(10), 1760-1767, 2000
21. 楠岡英雄, 西村恒彦, 藤林靖久, 田口正  
俊, 天野昌治: 核医学イメージング,  
54-59, コロナ社, 東京 2001