

軽量型単光子検出コリメータの提案

加藤 純也 尾川 浩一
法政大学大学院工学研究科

単光子放出核種の検出において、その入射方向を特定するコリメータが不可欠である。本研究では、従来から用いられてきたコリメータの設計基準を見直し、隔壁構造をやめ、格子状にクロスする四角柱あるいはワイヤを多層に積み上げた構造を採用した。このような構造にすることにより、従来とほぼ同じ性能のまま、その重さを従来の数分の1に軽量化することが可能となった。有効性はモンテカルロシミュレーションにて検証した。

1. はじめに

SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)は、患者の体内に放射性医薬品を投与し、そこから放射される光子を被検体外にある検出器で計測し、体内のさまざまな臓器の機能を映像化する技術である。SPECT では単光子放出核種がガンマ線源として用いられているが、そのガンマ線の発生源を決定するためには、特定の方向にのみ光子を通過させる仕組みが必要となる。これを実現しているのがコリメータ[1]-[2]である。その構造は特定の方向にのみ穴が開いていて、その穴と平行な方向以外の角度で飛来する光子を阻止する性能を有している。穴に平行な方向以外で入射する光子を阻止するには、原子番号の大きな材質が有利であり、このため鉛やタングステンという材質が用いられている。しかし、こういった材質を用いることにより、コリメータが重くなるという問題が生じる。そのため、その取替えが困難であったり、カメラシステムのガントリーが大がかりなものになってしまう。また、現在、半導体検出器[3]-[4]によりガンマ線の計測を行なうシステムが検討されているが、その場合でもコリメータが必要とされるため、小型、軽量のシステムの実現は困難となる。本研究では、このようなガンマカメラシステムで必要不可欠となっているコリメータの構造を見直し、従来のコリメータと同じ性能のまま、その重さを数分の1にすることが可能なものを考案し、その有効性をモンテカルロシミュレーションにより明らかにした。

2. 新型軽量コリメータ

図1は平行多孔型コリメータの断面を模式的に示したものである。点Pから放出されるガンマ線を検出器Dで計測するものと仮定すると、ガンマ線は3つのパターンで検出器に到達する[5]-[7]。図1の領域A、B、Cはその入射パターンを示したものである。領域Aはコリメータの隔壁と光子の経路が交わらず、光子は直接検出器に到達する領域である。領域Bは一部の光子が隔壁を透過して(隔壁と相互作用を起こさずに)検出器に到達する領域である。領域Cは光子の進入が十分阻止される領域である。現在、コリメータの設計は、Bの領域に到達する光子を何%にするかというところで行われている。一方、領域Cに関しては、阻止するのに必要十分な経路長があれば、その長さ以上は不必要であると考えられることができる。よって、領域Cについて一定の経路長を確保しておけば、従来のような壁の構造を持たせなくてもよいと言える。

そこで、壁にかわるものとして、鉛やタングステンの四角柱を格子状に組んだものや、ワイヤ形状の材質を格子状に組むことも考えられるし、壁の一部を効率よく抜くことも考えられる。このように、壁の構造を変えることによって、重さを従来のコリメータの数分の1程度に低減することが可能になると考えられる。

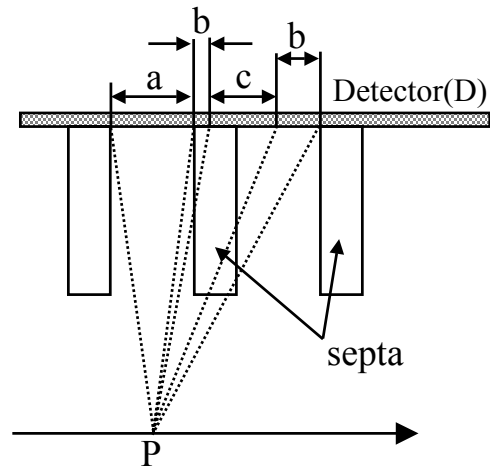


Fig. 1. Septa and gamma rays.

3. シミュレーション

提案するコリメータの性能を確かめるために図2に示したジオメトリにて、光子輸送計算をモンテカルロ法を用いて行った。モンテカルロ法では、コンプトン散乱、光電効果、干渉性散乱を考慮し、基本コードとしてEGS4[8]を用いた。コリメータは、厚さ30mm、表面の面積は48.3×48.3mmとし、材質はタングステンを想定している。その具体的な形状を図3から図5に示す(ここではコリメータの構造を模式化して表すのが目的なので、3×3画素の部分のみを示している)。現在、実際に用いられているコリメータの穴の形は、その製造手法によって異なり、六角形または円型であるが、本研究では正方形の穴の形を想定している。図3のコリメータAは現在用いられている隔壁を有するものである。図4のコリメータBは隔壁の代わりに格子状に組んだワイヤを用いたもので、縦横方向に合計100段積み重ねたものである。図5のコリメータCは最上部と最下部の2つの面のみに井戸型のタングステンを置き、その間をワイヤで形成したもので、縦横方向に合計94段積み重ねたものである。コリメータ

A,B,Cの重さはそれぞれ、329.39,138.37,149.84gとなっている。コリメータの直上に感度100%、エネルギー分解能は理想値(無限小)の検出器をおいた。検出器面は21×21画素(1画素の大きさは2.3×2.3mm)で構成した。コリメータと線源間の距離は100mm、検出器面と線源間の距離は130mmとし、光子は検出器面の40×40mmの領域に均等に放出されるものとした。放射性同位元素にはTc-99mを用いて1000万個の光子を発生させた。

4. 結果と考察

コリメータA～Cについてシミュレーションを行った結果を表1～3、図6～8に示す。表1～3は1/4の領域の検出器に検出された光子数(ここでは5×5画素の部分のみ)を示しており、各ますは検出器の1pixelを示している。ます内の上段の数字は線源から放出された光子が直接検出器面に到達した個数、中段は光子がコリメータの隔壁を透過して(相互作用を起こさず)検出器面に到達した個数、下段はコリメータを構成するタングステンの原子と相互作用を起こしたのち検出器面に到達した個数を示す。図6～8は1/4の領域の検出器に検出された光子数(ここでは11×11画素の部分のみ)を、鳥瞰図として示したものである。

表1～3について、それぞれ右下のますの部分が発生光子点の直上の位置に対応する。表1より、最も多く光子が検出されたのは発生点の直上の位置で、その近傍の画素ではガンマ線入射の見込み角が小さくなるために、入射光子数が減少しているのがわかる。表2では、隔壁としてワイヤが用いられているため、直接検出器面に到達する光子も、透過して検出器面に到達する光子も増加しているのがわかる。これは、コリメータの断面の形状が長方形から円形に変わったため、光子の透過面積が変わったためであると考えられる。ところが、表3の結果が示すように、最上部と最下部の面を井戸型にしたコリメータCでは、表1とほぼ同等の性能が得られていることがわかる。ただし、コリメータCの重さはコリメータAの半分以下となっている。これらのことから、隔壁構造をなくすことで重さを半分以下にしても、性能が変化していないことがわかる。

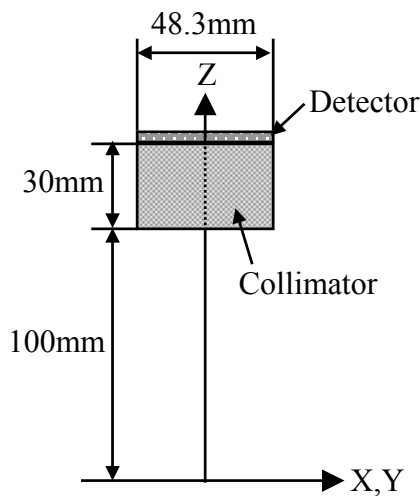


Fig. 2. Simulation geometry

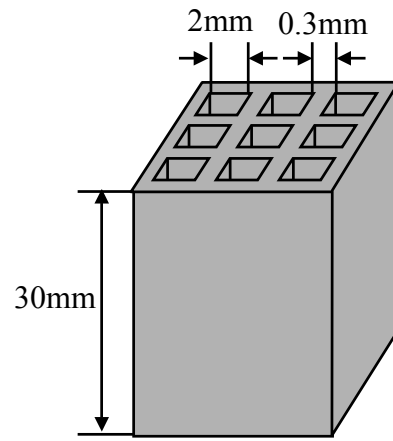


Fig. 3. Collimator-A

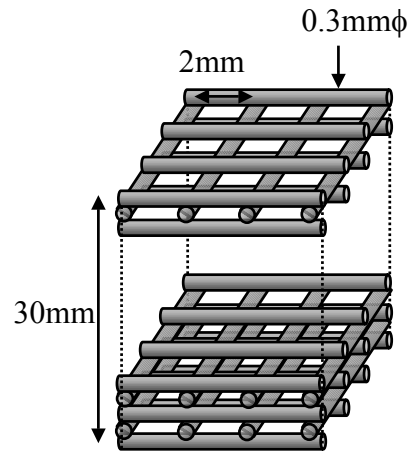


Fig. 4. Collimator-B

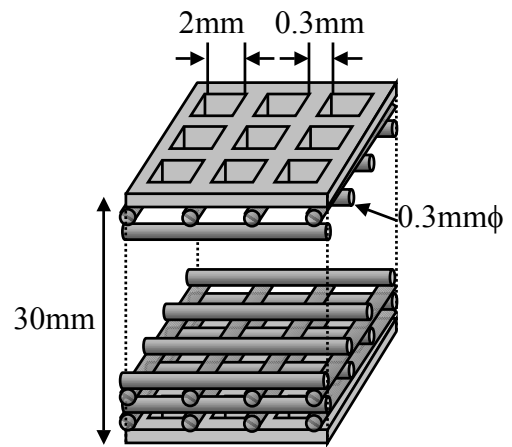


Fig. 5. Collimator-C

TABLE 1
NUMBERS OF DETECTED PHOTONS FOR COLLIMATOR-A
(each box shows the location of a hole), top: direct photons,
middle: penetrating photons, bottom: scattering photons.

| | | | | |
|----|------|-------|-------|-------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 13 | 17 | 24 | 34 | 44 |
| 0 | 320 | 1364 | 2262 | 2796 |
| 0 | 124 | 271 | 370 | 472 |
| 13 | 40 | 76 | 101 | 108 |
| 0 | 1378 | 5343 | 9315 | 11657 |
| 0 | 271 | 292 | 335 | 343 |
| 22 | 70 | 81 | 104 | 92 |
| 0 | 2359 | 9207 | 16132 | 20061 |
| 0 | 393 | 308 | 256 | 181 |
| 35 | 89 | 108 | 95 | 118 |
| 0 | 2911 | 11532 | 20095 | 24912 |
| 0 | 486 | 328 | 192 | 114 |
| 36 | 97 | 104 | 114 | 104 |

TABLE 2
NUMBERS OF DETECTED PHOTONS FOR COLLIMATOR-B
(each box shows the location of a hole), top: direct photons,
middle: penetrating photons, bottom: scattering photons.

| | | | | |
|-----|------|-------|-------|-------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 0 | 14 | 52 | 66 | 67 |
| 28 | 50 | 64 | 99 | 95 |
| 0 | 453 | 1648 | 2667 | 3353 |
| 14 | 344 | 717 | 932 | 1158 |
| 53 | 72 | 110 | 159 | 137 |
| 0 | 1618 | 5654 | 9675 | 12022 |
| 47 | 664 | 843 | 1034 | 1007 |
| 51 | 125 | 105 | 127 | 125 |
| 0 | 2807 | 9555 | 16405 | 20279 |
| 80 | 951 | 1018 | 913 | 780 |
| 101 | 159 | 143 | 136 | 127 |
| 0 | 3319 | 11854 | 20338 | 24859 |
| 87 | 1159 | 1016 | 827 | 588 |
| 83 | 144 | 128 | 154 | 134 |

TABLE 3
NUMBERS OF DETECTED PHOTONS FOR COLLIMATOR-C
(each box shows the location of a hole), top: direct photons,
middle: penetrating photons, bottom: scattering photons.

| | | | | |
|----|------|-------|-------|-------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 7 | 34 | 60 | 75 |
| 27 | 31 | 48 | 75 | 72 |
| 0 | 318 | 1356 | 2273 | 2819 |
| 7 | 135 | 300 | 394 | 514 |
| 30 | 63 | 92 | 135 | 128 |
| 0 | 1383 | 5354 | 9300 | 11622 |
| 36 | 296 | 325 | 397 | 385 |
| 45 | 93 | 110 | 136 | 103 |
| 0 | 2376 | 9199 | 16101 | 20051 |
| 54 | 439 | 344 | 298 | 219 |
| 63 | 140 | 143 | 122 | 133 |
| 0 | 2886 | 11502 | 20154 | 24905 |
| 63 | 532 | 368 | 220 | 143 |
| 78 | 118 | 117 | 137 | 142 |

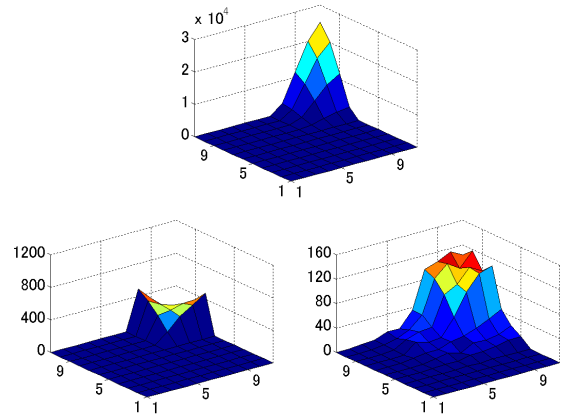


Fig. 6. NUMBERS OF DETECTED PHOTONS FOR COLLIMATOR-A
top: direct photons, bottom-left: penetrating photons,
bottom-right: scattering photons.

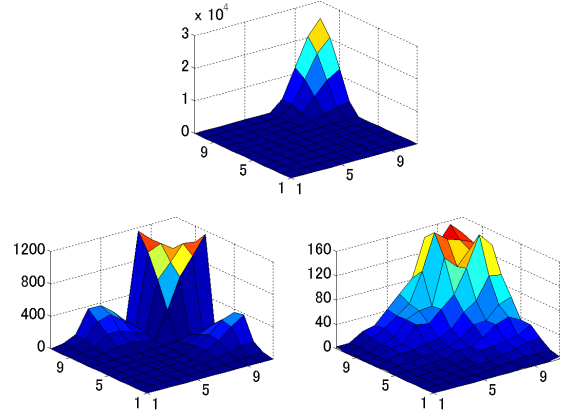


Fig. 7. NUMBERS OF DETECTED PHOTONS FOR COLLIMATOR-B
top: direct photons, bottom-left: penetrating photons,
bottom-right: scattering photons.

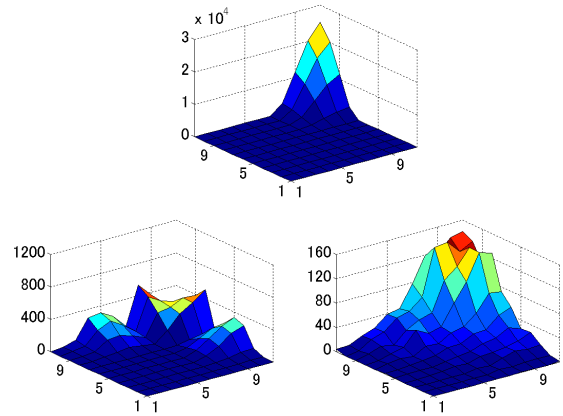


Fig. 8. NUMBERS OF DETECTED PHOTONS FOR COLLIMATOR-C
top: direct photons, bottom-left: penetrating photons,
bottom-right: scattering photons.

5. まとめ

ワイヤを用いた新型軽量コリメータによって、従来のコリメータとほぼ同じ性能のまま、重さを半分以下に減らすことに成功した。シミュレーション結果は、提案するコリメータが有効なものであることを裏付けた。また、コリメータでは最上部と最下部の面の構造が重要であり、これらの間にあるワイヤを間引くことにより、更に軽いコリメータが実現できるものと考えられる。

参考文献

- [1] S.C. Moore, K. Kouris, and I Cullum, "Collimator design for single photon emission tomography," *Eur. J. Nucl. Med.*, vol.19, pp.138-150, 1992
- [2] "The scintillation camera," G.H. Simmons, ed. The Soc. Nucl. Med, New York, 1988.
- [3] T. Takayama, N. Nakamura, N. Motomura, I. Mori, T. Ozaki, R. Ohno, "Feasibility study of CdTe semiconductor detector for gamma camera," *Kaku Igaku(Jpn. J. Nucl. Med.)*, vol. 37, No.3, pp.181-187, 2000.
- [4] T. Takayama, K. Hiwatari, N. Nakamura, N. Motomura, I. Mori, R. Ohno, "Feasibility study of SPECT quantification using CdTe semiconductor detector," *Kaku Igaku(Jpn. J. Nucl. Med.)*, vol. 37, No.4, pp.333-338, 2000.
- [5] G. Muehllehner, H. Luig, "Septal penetration in scintillation camera collimators," *Phys. Med. Biol.*, vol.18, pp.855-862, 1973
- [6] R.N. Beck, L.D. Redtung, "Collimator design using ray-tracing techniques," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. NS-32, pp.865-869, 1985
- [7] P.M Kibby, "The design of multichannel collimators for radioisotope cameras," *Bri. J. Radiolo.*, vol.42, pp.91-101, 1969
- [8] W. R. Nelson, H. Hirayama and D. W. O. Rogers, "THE EGS4 CODE SYSTEM," SLAC-Report-265, December 1985.

キーワード.

平行多孔型コリメータ、ワイヤコリメータ、SPECT、モンテカルロ法

.....

Summary.

A new light collimator for detecting single photons

Junya Kato Koichi Ogawa
Graduate school of Eng., Hosei Univ.

This paper proposes a new light collimator which is used for detecting a single photon. The weight of the collimator is a half the conventional collimator with septa structure. In the new collimator we gave up to use many plane walls shaping a collimator hole. The performance of the collimator was clarified with the Monte Carlo simulation.

Keywords.

Parallel-hole collimator, Wired collimator, SPECT, Monte Carlo method