Proc. Sch. Sci. TOKAI UNIV.
51 (2016) 19–25

医療用コンプトンガンマ線カメラのデザインシミュレーション

高野奨悟 *1，藤井柊輔 *1，櫛田淳子 *1，西嶋恭司 *1，
山下諄 *2，株木重人 *2，国枝悦夫 *2

〒 259-1292 神奈川県平塚市北金目 4-1-1
*1 東海大学理学部物理学科
〒 259-1193 神奈川県伊勢原市下糟屋 143
*2 東海大学医学部
（2015 年 9 月 25 日受付；2015 年 11 月 12 日受理）

Design Simulation of Medical Gamma-ray Compton Camera

by

Shogo Takano*1, Shusuke Fujii*1, Junko Kushida*1, Kyoshi Nishijima*1, Jun Yamashita*2, Shigeto Kabuki*2 and Etsuo Kunieda*2

*1 *Department of Physics , Tokai University*
4-1-1 Kitakaname, Hiratsuka-shi, Kanagawa, 259-1292, Japan
E-mail: 4bsnm006@mail.tokai-u.jp
*2 *Department of Medicine, Tokai University*
142 Simokasuya, Isehara-shi, Kanagawa, 259-1193, Japan
(Received on Sept. 25, 2015; accepted on Nov. 12, 2015)

Abstract

There are PET, SPECT to the representative gamma-ray camera used in the medical site, but both holds some problems now. The development of the Compton camera is expected to solve the problems. The Electro-Tracking Compton Camera (ETCC) that can observe a recoil electron is curretly developed to obtain more precise images by Compton cameras. However, a gas-chamber to measure a recoil electron needs sealing and a unnecessary dispersion with the sealed container thereby becomes the problem. Therefore we studied the effect of a sealed container to the Compton scattering using Geant4. As a result, we understood that a container of around 1mm was necessary.

1 はじめに

現在がんは、死亡率の約 30 %を占めており、精度の高い診断機器で早期発見をすることは重要な課題である。近年、このがん診断にガンマ線画像診断が多く用いられている。X 線写真や X 線 CT は、X 線を体外から照射し、その透過像を見ることによって体内の密度分布を測定するため取得した画像から腫瘍を診断することが難しいが、ガンマ線診断では、体内に放射性同位体を標識した薬剤を投与し、腫瘍への集積した薬剤からのガンマ線放出を画像化することにより、定量的に診断可能である。フルオロ・デオキシ・グルコース（Fluoro Deoxy Glucose: FDG）を用いた場合、代謝活動の活発な部分に集まる性質を利用するため、エネルギー消費の激しい腫瘍を直接発見することができる。

このようなガンマ線画像診断機器としては PET（Positron Emission Tomography）や SPECT（Single Photon Emission Computed Tomography）などが医療機関で広く用いられている。PET では体内に投与した陽電子放出核種を標識とした薬剤が放射する陽電子と周囲の電子との 2 本の対消滅ガンマ線を同時検出しているが、このガンマ線が体内で散乱され、雑音が多くなる。画質を向上するためには、薬剤量を増やす必要があるが体内での被曝を減らすためには、雑音低減化が重要となる。また、SPECT は単ガンマ線の計測が可能だが、ガンマ線の入射方向を特定するために検出器の前にコリメータと呼ばれる装置を取り付ける必要がある。これにより、コリメータ格子の穴に対して水平方向以外のガンマ線が除去され、検出光子は放出された光子の 0.01%ほどになってしまう。

本研究で扱う電子飛跡検出型コンプトンカメラ（Electro-Tracking Compton Camera: ETCC）を用いることで雑音を大幅に減少し、位置・エネルギー分解能を向上させることにより、より高画質のガンマ線画像を得ることができる [1]。

ETCC は京都大学理学部・東海大学医学部のメンバーで開発が行われ、気球実験などの成果を挙げてきた [2]。この ETCC の光検出器部分には光電子増倍管が用いられているが、東海大理学部で研究を進めているコンパクトな光検出器 MPPC を用いた、さらなる高感度、高分解能、コンパクト化が本研究の目的である。

2 コンプトンカメラ

1970 年代に Todd たちはコリメータを用いずに一次光子を効率的に検出するコンプトンカメラを提案した [3]。更に、1980 年代に Singh 達によってプロトタイプが作成された [4]。現在、コンプトンカメラは衛星に搭載され、ガンマ線や X 線を放出する天体の位置の特定などに用いられている。

2.1 コンプトン散乱

コンプトン散乱は入射光子が自由電子と衝突することで光子のエネルギーの一部を自由電子に与え、波長が変化する。コンプトン散乱によって散乱した光子は散乱光子、反跳した電子を反跳電子と呼ぶ。コンプトン散乱によるエネルギー伝達と散乱角 θ の関係を表す式は、エネルギーおよび運動量保存則から得られる方程式を解くことにより導かれ、次式のようになる

$$E'_{\gamma} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2}(1 - cos\theta)} \tag{1}$$

ここで、E_{γ} は入射光子のエネルギー、E'_{γ} は散乱後の光子のエネルギー、$m_e c^2$ は電子の静止質量エネルギーを表す。

2.2 コンプトンカメラの概念

コンプトンカメラは物理的なコリメータを用いず、2 つの検出器から構成されている（図 1）。光子を

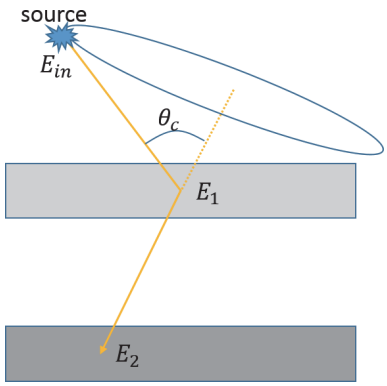


図 1: コンプトンカメラ概念図

検出する方法としてコンプトン散乱現象を用いている。前段の検出器では、入射光子をコンプトン散乱させ、散乱により失った光子のエネルギー E_1 と散乱位置 P_1 を測定する。更に後段の検出器では散乱光子を吸収して、光子の残りのエネルギー E_2 と吸収位置 P_2 を測定する。エネルギー保存則より入射光子のエネルギー E_{in} は

$$E_{in} = E_1 + E_2 \tag{2}$$

と表され、この式から入射光子は一次光子かどうか判断できる。このように、コンプトンカメラは入射光子が一次粒子かどうかを判断して測定する電子コリメータを用いるので、物理的なコリメータを用いるカメラに比べて一次粒子の検出効率を向上させることが出来る。また、測定されたエネルギーのデータを式 (3) に代入することでコンプトン散乱角 θ_c を求めることが出来る。求めたコンプトン散乱角 θ_c から入射ガンマ線の到来方向を円錐状に限定する事が出来、この円錐をコンプトンコーンと呼ぶ。この円錐は散乱点 P_1 と吸収点 P_2 を母線とし、コンプトン散乱角 θ_c を広がり角とする。

$$cos\theta_c = 1 - \frac{m_e c^2 E_1}{(E_1 + E_2)E_2} \tag{3}$$

ここで m_e は電子の静止質量、c は光速である。

コンプトンカメラのイメージングを行う際には、線源の存在する平面とコンプトンコーンの共通曲線を求める。これより、線源の位置が楕円の円周上に制限され、同一の線源からの複数のコンプトンコーンを重ね合わせることによって線源の位置を特定する事が出来る。

2.3 電子飛跡検出型コンプトンカメラ（Electro-Tracking Compton Camera: ETCC）

コンプトンカメラでは、少なくとも 3 つの円錐により線源の位置を特定できる可能性があるが、実際はカメラのエネルギー分解能と位置分解能を考慮するため、入射光子の飛来方向は厚みを持った円錐状の領域内に特定されてしまう。この問題を解決するために、コンプトン散乱時に生じる反跳電子の飛跡を測定することで入射光子の飛来方向を一意に特定することができる電子飛跡検出型コンプトンカメラ（ETCC）が開発されている（図 2）。

ETCC では前段の検出器にガスチェンバーを採用することにより、コンプトン散乱の反跳電子の飛跡情報を得られるため、ガンマ線の散乱方向と電子の散乱方向の間の α を幾何学的な測定値とコンプトン散

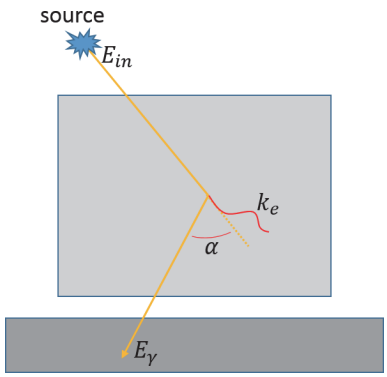


図 2: 電子飛跡検出型コンプトンカメラ概念図

乱を仮定したエネルギーから得られる運動学的な値の二通りの独立した方法から得ることができる。このため、この角 α を用いることで、幾何学的、運動学的に矛盾のないイベントを選択することができる。

しかし、現状のシステム（図 3）では、上記のガスを封入する容器のために多くの入射ガンマ線や、コ

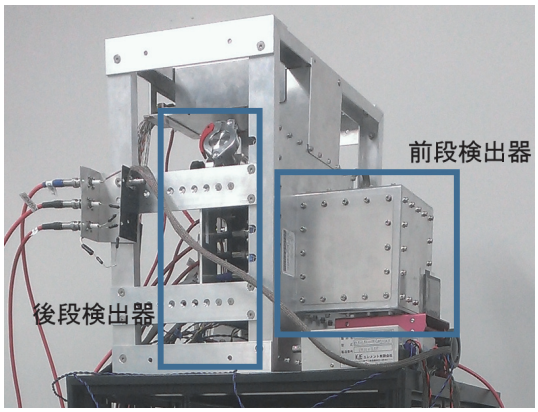


図 3: 実際のコンプトンカメラ

ンプトン散乱ガンマ線が再度散乱している。理学部で研究推進している MPPC であれば、PMT に比べコンパクトであるため、容器内に封入することも容易になり、容器底面部による散乱を極力低減可能になる。本研究では容器の厚みを最適化するためにシミュレーションを行った。

3 シミュレーション

シミュレーションに用いた Geant4（Geometry And Tracking4）[5] は、様々な粒子の物理相互作用を正確に再現できるため宇宙、医療など様々な分野で利用されている。Geant4 は C++で記述されており、オブジェクト指向を採用しているため、使用するユーザーはシミュレーション系のジオメトリー、物理相互作用、事象の初期条件を記述すればシミュレーションを行うことができる。

ETCC を開発する上で問題になるのが、密封容器での散乱である。前段検出器で散乱が起こったとしても、密封容器でさらに散乱されてしまう可能性が考えられる。そこで、密封容器の厚さによってどの程度のガンマ線が散乱されてしまうのかシミュレーションで定量的に求める。

今回のシミュレーションでは PET で用いられている 511keV のガンマ線 10^9event を前段検出器の中

心から $1m$ (z 方向) の地点で xy それぞれ $-5 \sim 5cm$ の範囲から検出器に対して垂直に入射させた。また、密封容器は $0.1 \sim 6cm$ の同じ厚さのものを 2 つ用意した。検出器等のシミュレーション条件を表 1 に示す。

表 1: シミュレーション条件

項目	材質	サイズ [cm^3]	気圧 [atm]
空間	Air		1
前段検出器	$Ar + C_2H_6(9:1)$	$10 \times 10 \times 15$	1
密封容器	Al	$10 \times 10 \times (0.1 \sim 6)$	
後段検出器	$GSO(Gd_2SiO_5)$	$10 \times 10 \times 1.5$	

3.1 シミュレーション結果

シミュレーションの結果を図 4 のように前段検出器でのみ散乱したイベント（single scattering）、前段検出器で散乱、かつ密封容器で散乱したイベント（multiple scattering）、後段検出器で後方散乱したあと前段検出器で散乱したイベント（back scattering）の 3 種類に分類し、後段検出器でのガンマ線のエネルギー損失でエネルギースペクトルを作成した。また、すべてのイベントを合わせた（Total）スペクトルも作成し、4 種類のスペクトルを作成した（図 5）。

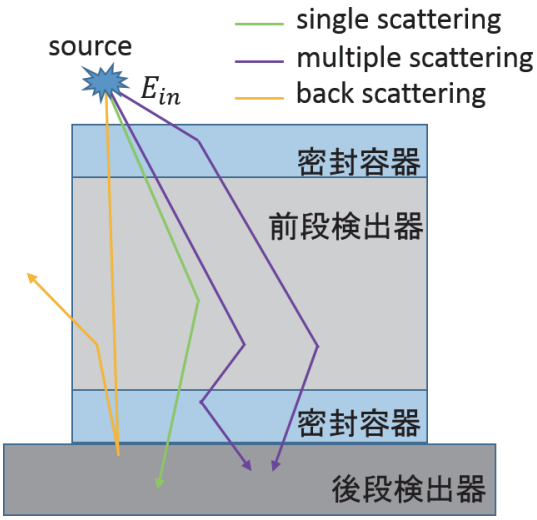
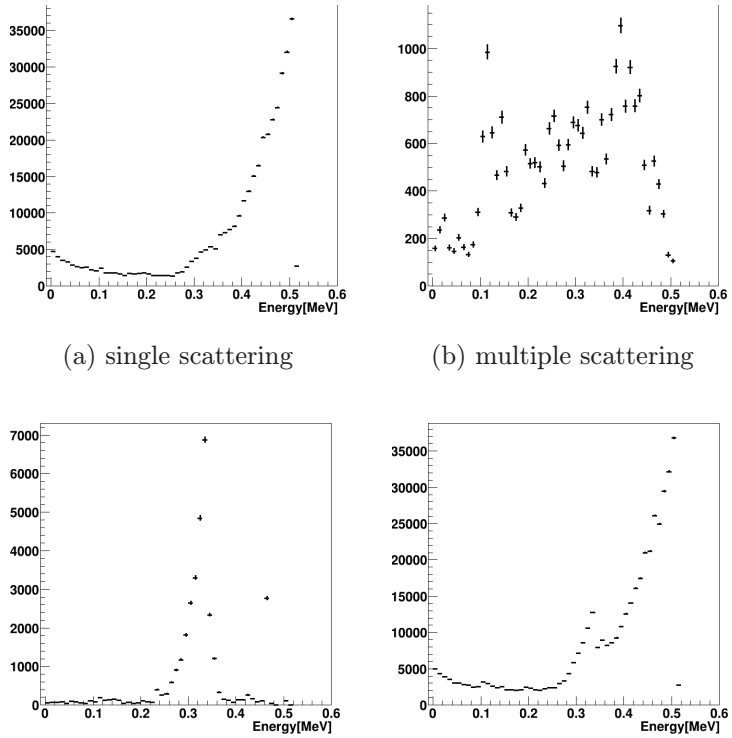


図 4: イベント分類定義

図 5(c) で $460keV$ 付近に 1bin だけ特異的に数が増加している。これは、入射ガンマ線が後段検出器で光電効果を起こした際の特性エックス線が前段検出器で散乱されたイベントである。後段検出器として想定している GSO に含まれている Gd の特性エックス線の K_α 線が $43keV$ なので入射エネルギーの $511keV$ から引くと一致している [6]。

図 5 の結果から得られるイベント数を式 (4) に当てはめて各イベントの割合をそれぞれ求める。ここで P_s, N_s は single scattering の確率、イベント数、P_m, N_m は multiple scattering の確率、イベント数、P_b, N_b は back scattering の確率、イベント数とする。また、N_t は全体のイベント数とする。



(a) single scattering　(b) multiple scattering

(c) back scattering　(d) Total

図 5: 密封容器の厚みを 1mm に設定した際のエネルギースペクトル

$$P_s = (\frac{N_s}{N_t}) \times 100\,,\ P_m = (\frac{N_m}{N_t}) \times 100\,,\ P_b = (\frac{N_b}{N_t}) \times 100\ [\%] \tag{4}$$

図 6 から容器の厚さを 1mm 程度にすると約 86%の single scattering を見込むことができる。また、

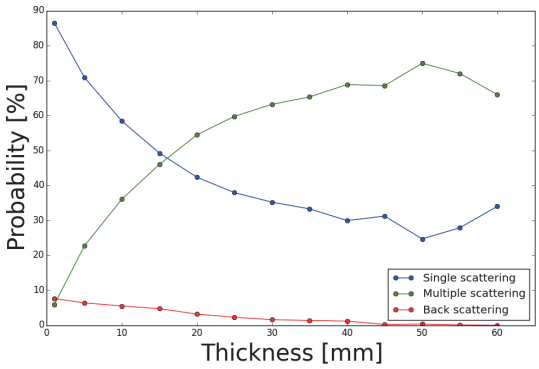


図 6: 密封容器の厚みに対する各散乱確率の推移

20mm 以上にしてしまうと、multiple scattering が 50%程度になってしまい、高感度なカメラとは言えない。また、図 7 から容器の厚みを増すと全体のイベント数が指数関数的に減少していることがわかる。

今回のシミュレーション結果から、平均的な厚みを 1mm 程度に設計をすることにより、約 86%を single event にし、感度向上、分解能向上を劇的に改善することが期待できる。

現在の仕様ではガンマ線が容器を 2 回通過しなければならない。しかし、理学部で開発している MPPC を用いて容器内部に封入することが可能になれば、ガンマ線は容器を 1 回だけ通過すれば良いので、容

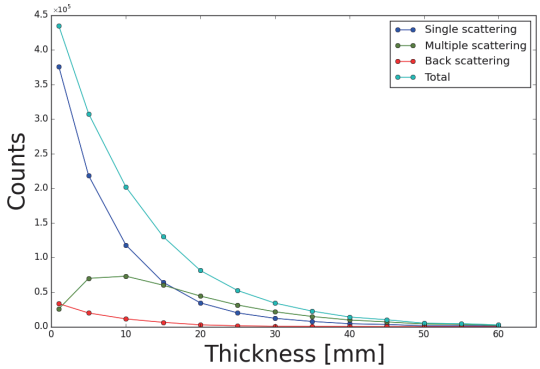


図 7: 密封容器の厚みに対する各散乱イベント数の推移

器が実効的に薄くなり、さらなる感度向上、分解能向上が期待できる。

4 まとめ

今回の研究では新型コンプトンカメラとして従来の ETCC に用いていた光検出器 PMT を MPPC に変更して、よりコンパクトでより高感度なコンプトンカメラを目指すものである。その前段階として、ガスチェンバーの密封容器の最適化を目指した。今回のシミュレーションの結果、短時間の測定でより高感度のカメラを開発するために限りなく薄い密封容器を作成する必要性があることがわかったが、この問題に対して MPPC を容器内に封入することにより検出器間の容器の影響を受けないカメラを開発することができる。

今後、他エネルギー、材質を変えた場合にどのように変化するのかについてのシミュレーションを行い、対象エネルギー帯域でのベストな密封容器の研究を行う。

参考文献

[1] R Orito, K Miuchi, T Nagayoshi, A Takada, A Takeda, T Tanimori, M Ueno *Compton gamma-ray imaging detector with electron tracking*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, **525** (2004), 107–113

[2] Y. Matsuoka, T. Tanimori, H. Kubo, A. Takada, J. D. Parker, T. Mizumoto, Y. Mizumura, S. Iwaki, T. Sawano, S. Komura, T. Kishimoto, M. Oda, T. Takemura, S. Miyamoto, S. Sonoda, D. Tomono, K. Miuchi, S. Kabuki, S. Kurosawa *Performance of a New Electron-Tracking Compton Camera under Intense Radiations from a Water Target irradiated with a Proton Beam*, Journal of Instrumentation, **10** (2015), C01053

[3] Everett D. B., Fleming J. S.,Todd R. W., Nightingale J. M. *Gamma-radiation imaging system based on the Compton effect*, Proceedings of the Institution of Electrical Engineers, **124** (1977), 995–1000

[4] Singh M., Doria D. *Germanium-Scintillation Camera Coincidence Detection Studies for Imaging Single Photon Emitters*, IEEE Transactions on Nuclear Science, **31** (1984), 594–598

[5] Allison. J, et al. *Geant4 developments and applications*, IEEE Nuclear and Plasma Sciences Society, **53** (2006), 270–278.

[6] Albert C. Thompson, et al. “X-ray data booklet.” Lawrence Berkeley National Laboratory University of California, (2009), 1–12.