

Advanced Compton camera における再構成画像の画質改善

Restoration of Reconstructed Images in the Advanced Compton Camera

栗原 孝史 尾川 浩一
Takeshi Kurihara, Koichi Ogawa

法政大学大学院工学研究科

An advanced Compton camera (ACC) enables us to reconstruct the distribution of gamma-ray sources without a mechanical collimator. For this ACC we have proposed a method with a more efficient algorithm than that of a conventional Compton camera. However, our method may introduce significant blurring if there are measurement error in detecting gamma-rays and electrons. To remove the blurring in a reconstructed image we assumed the system as a shift-invariant three dimensional system and used a parametric Wiener filter. The validity of our proposed method was confirmed with the simulations.

Keyword : Compton camera, recoiled electron, image reconstruction, Wiener filter

1. はじめに

コンプトンカメラは、SPECT(single photon emission CT)で用いられるガンマカメラとは異なり、機械的なコリメータを使用せずに、コンプトン散乱現象を利用して、プライマリ光子の入射方向を検出し、3次元の線源分布を再構成するものである。ここで、光子を発生する線源の位置は、コンプトン散乱が生じた位置を頂点とし、コンプトン散乱角を頂角とした円錐表面上に特定できる。このコンプトンカメラは1970年代に Schonfelder et al[1]や Todd et al によって提案[2]され、医療分野では Singh et al がコンプトンカメラにおける画像再構成法ならびにプロトタイプシステムを製作[3]した後、さまざまな研究がなされてきた。画像再構成法としては積分変換による解析的方法[4]、球面調和関数による級数展開を用いた手法[5]-[8]などがあり、後述のドブラー広がり補正の方法まで含めた改良が行われてきている。これらに対し、逐次的な再構成法も提案され

ておりさまざまな研究が行われている[3]、[9]-[11]。一方、コンプトンカメラのハードウェアの改良も行われており、その中でも京都大学の谷森たちが提案した advanced Compton camera (ACC)は、コンプトン散乱時に生じる反跳電子も検出することで、線源の存在範囲を円錐表面上の狭い角度範囲に特定できるという特徴を持つ[12]。ACC で得られたデータから線源の分布を再構成する場合、光子の発生位置を円錐上の特定の領域に限定することが可能なので、通常のコンプトンカメラよりも効率的な画像再構成法も考えられる。我々はACCの画像再構成のために、Rohe et al が提案した Source space tree algorithm (SSTA)法[10]を改良した方法を提案した[11]。SSTAは簡単に言えば前述の円錐表面と交差するボクセルを探索し、そこに直接、重み付け逆投影をして画像を再構成する手法である。我々の提案した手法は、ACCにおける線源の存在する特定範囲内において頂点を通る直線を複数定義し、これらの線上に効率的な参照点を配置し、その点を含むボクセルに対して重みを加えていくというものである。このようにして、提案手法は効率よく線源を再構成することができたが、重み付けの対象となる特定範囲が広がるとぼけが顕著になるという問題があった。本論文で

原稿受付 2008年2月29日

発行 2008年3月31日

法政大学情報メディア教育研究センター

は、ACCの再構成画像の画質を改善するために、系を shift-invariant と仮定し、パラメトリックウィナーフィルタを適用したぼけの除去を行い、その有効性について検証した。

2. Advanced Compton camera の概要

2つの検出器から構成された従来のコンプトンカメラにおける、光子の入射方向を特定する原理を図1を用いて示す。第一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。さらに第二の検出器においては、この散乱光子を光電吸収させ、このエネルギー E_2 と吸収位置 P_2 を測定する。これらの測定データを用いて、コンプトン散乱角 θ_c を求めることができる。すなわち、頂点を散乱点 P_1 とし、 θ_c を頂角とした円錐表面上に光子の入射方向を特定できる。これに対し、ACCでは従来のコンプトンカメラにおける測定データのほかに、コンプトン散乱時に生じる反跳電子の方向単位ベクトル \vec{e} を測定することで、次式より光子の入射方向 \vec{s}_0 を特定する。

$$\vec{s}_0 = \left(\cos \theta_c - \frac{\sin \theta_c}{\tan \alpha} \right) \vec{p} + \frac{\sin \theta_c}{\sin \alpha} \vec{e} \quad (1)$$

ここで、 \vec{p} は散乱光子の方向単位ベクトル、角度 α は \vec{p} と \vec{e} の成す角である。

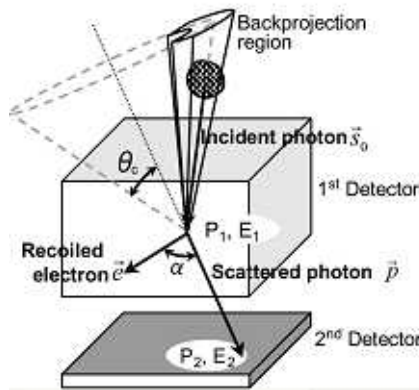


Fig. 1 Scheme of an advanced Compton camera.

ACCにおける実際のデータの測定精度を考慮すると、図2に示すように入射光子の方向ベクトル \vec{s}_0 を中心に広がりを持った錘形状の領域内に線源は特定される。すなわち、検出器のエネルギー分解能と光子が低エネルギーの場合に起こるドップラー広がりに影響され、コンプトン角 θ_c 方向の角度誤差が生

ずる。これが散乱角決定精度 (angler resolution measure: ARM) である。また、コンプトン散乱時に生じる反跳電子の方向単位ベクトル \vec{e} の測定精度に依存して、母線 P_1P_2 に垂直な x-y 平面における角度 ϕ 方向の誤差が生ずる。これが散乱平面決定精度 (scatter plane deviation: SPD) であり、画像再構成はこれらの、対象となる光子のエネルギーや検出器により決まるパラメータに影響を受けることになる。

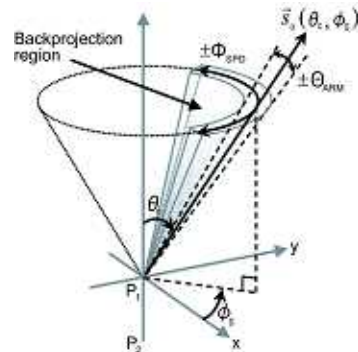


Fig. 2 Backprojection region is restricted by the angler resolutions (ARM and SPD).

3. ACCのための画像再構成法とぼけの除去

ACCにおける線源の特定範囲は、上述したように角度分解能 ARM と SPD により形成された狭い領域であるため、我々はこの点を考慮した新たなボクセル探索法を用いた画像再構成法を考案した[13]。この手法では、図3に示すように逆投影領域内に散乱点 P_1 を通る直線 \vec{s} を作る。このとき線 \vec{s} の傾きはコンプトン散乱角方向の角度 Θ と P_1P_2 軸に垂直な x-y 平面における角度 Φ によって決められる。また、これらの Θ 、 Φ のとりうる範囲は角度分解能の最大誤差である θ_{ARM} と ϕ_{SPD} によって以下のように示される。

$$|\Theta - \theta_c| \leq \theta_{ARM} \quad |\Phi - \phi_0| \leq \phi_{SPD} \quad (2)$$

ここで、 θ_c と ϕ_0 は式(1)により得られた光子の入射方向 \vec{s}_0 の角度成分である。この範囲内に $\Delta\theta$ と $\Delta\phi$ 間隔の P_1 を通る複数の直線を定義する。そして、これらの直線上に参照点を置き、この点を含むボクセルに重みを加えていくことで画像再構成を行う。ここで、効率的なボクセル探索を行うために、探索点の間隔を最小で $\Delta d/2$ 、最大で Δd となるように配置することで、逆投影領域における点の分布をできるだけ均一にした。また、ボクセルに加える重み W は式(3)に示したコーシー分布に従うものとした。

$$W(\Theta, \Phi) = \frac{\theta_{ARM}^2}{(\Theta - \theta_c)^2 + \left(\frac{\theta_{ARM}}{2}\right)^2} \cdot \frac{\phi_{SPD}^2}{(\Phi - \phi_0)^2 + \left(\frac{\phi_{SPD}}{2}\right)^2} \quad (3)$$

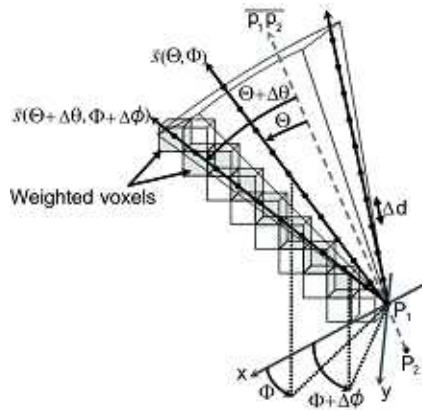


Fig. 3 Image reconstruction method for the ACC .

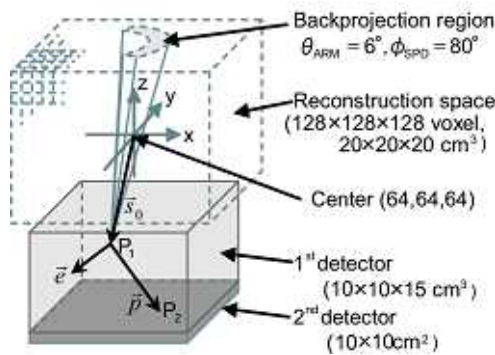


Fig. 4 Simulation geometry .

このようにして再構成された画像のぼけを、再構成領域の中央に置かれた点線源の点広がり関数 (point spread function: PSF) を用いて、次式のパラメトリックウィナーフィルタを適用した除去を行うものとした。

$$M(u, v, w) = \frac{H^*(u, v, w)}{|H(u, v, w)|^2 + \Gamma} \quad (4)$$

ここで、 $M(u, v, w)$ はフィルタ関数、 $H(u, v, w)$ は PSF のフーリエ変換、 $H^*(u, v, w)$ は $H(u, v, w)$ の複素共役、そして Γ は信号対雑音比を与えるパラメータである。また、 u, v, w はそれぞれ実空間の変数 x, y, z に対応した空間周波数である。

4. シミュレーション方法

本手法の有効性を検証するために図4に示したジオメトリでシミュレーションを行った。ここでは $128 \times 128 \times 128$ ボクセルの物体領域 (逆投影空間) を想定し、大きさは $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ 、ボクセルサイズは 0.15625 cm とした。この領域内に後述する線源分布を与え、これより発せられた光子はモンテカルロ法を用いた輸送計算により、第一の検出器でコンプトン散乱を起こし、第二の検出器で光電吸収されエネルギーと位置が求まるものとした。ACCは第一の検出器がコンプトン散乱層 ($10 \times 10 \times 15 \text{ cm}^3$)、第二の検出器が無限小厚さのシンチレータ ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) で構成されているものとした。このACCのコンプトン散乱層には Ar(90%)と C_2H_6 (10%)の混合ガス(1atm, 273K)を想定した。線源には ^{67}Ga を想定して初期エネルギー 300 keV とした。また、検出器の測定精度に関しては ARM と SPD の半値幅が $\theta_{ARM} = 6^\circ$ 、 $\phi_{SPD} = 80^\circ$ とした。この条件は現在、京都大学で試作されているACCの検出器に対して、 $300 \sim 511 \text{ keV}$ のガンマ線に関して実験的に求められている標準的な値である。用いた線源分布は、再構成空間の中心(64, 64, 64)におかれた単一の点線源 (1ボクセル)、 $z=64$ の x - y 平面上に置かれた、点間隔を 2.8 cm とする2つの点線源、 $y=64$ の x - z 平面上に置かれた、点間隔を 1.4 cm とする2つの点線源、および $z=64$ の x - y 平面上に置かれた半径 1.88 cm のディスク線源 (厚さ1ボクセル) である。ただし、各線源の発生光子数は、すべて 30000 個とした。ここでは、再構成における探索点の点間隔 Δd を 0.15 cm とし、式(3)のコーシー分布に従う重みをボクセル値に加え、画像再構成を行った。画像復元におけるパラメトリックウィナーフィルタの係数 Γ は点線源と2点線源に関しては 0.01 、ディスク線源に関しては 0.5 とした。これらの値は複数の試行から経験的に求めたものである。

5. シミュレーション結果

図5, 6は点線源についての結果であり、図5は $z=64$ における x - y 平面の画像、図6は $y=64$ における x - z 平面の画像である。それぞれ、原画像、ぼけ画像 (再構成画像)、復元画像を示している。また、図5には2つの矢印で示された x - y 平面上の x 軸に沿った濃度プロファイルを、図6には x - z 平面上の z 軸に沿った濃度プロファイルを示す。これらの図から、PSFの非等方性がわかる。ぼけの半値幅は x 軸上で 27.6 mm 、 z 軸上で 95.6 mm となった。また、

復元された画像は若干 z 軸方向にぼけが残るものの、ほぼ点線源が復元できていることがわかる。図 7, 8 は 2 点線源についての結果であり、図 7 は 2 点が x - y 平面上に存在する場合、図 8 は 2 点が x - z 平面内に存在する場合である。図は原画像、ぼけ画像、復元画像を示し、図 7 には x - y 平面上の x 軸に沿った濃度プロファイルを示す。図 8 には x - z 平面上の z 軸に沿った濃度プロファイルを示す。これらの図から、 x - y 平面でのぼけはほぼ除去できているが x - z 平面では分離がやや困難であることがわかる。図 9 はディスク線源の結果であり、図 5 と同様に x - y 平面上での画像、および x 軸に沿った濃度プロファイルを示している。線源の存在領域が拡大するとぼけの除去精度は若干低下するが、明確なコントラストのついた再構成画像が得られていることが分かる。

6. 考察

ACC において光子のエネルギー、相互作用位置、電子の飛程などを正確に計測することが可能ならば、画像再構成においても通常の ramp フィルタに類するフィルタを適用することで高画質の線源分布画像を再構成することが可能である。もちろん、検出器の大きさが物体に対して小さな場合には、光子の入射方向が特定の角度領域内に限定されることになり、ぼけ関数のカーネルは非等方的なものとなる。ACC では物理的な測定精度に起因する ARM や SPD などの角度分解能が再構成画像の画質に大きな影響を与える。今回、対象としている医学領域で用いる 511keV 以下の低エネルギーの光子に対しては、ドップラー広がりが大きくなり ARM が大きく、また、SPD も電子のエネルギーが小さいために、コンプトン散乱後すぐに反跳電子が多重散乱を起こしてしまい、方向ベクトルを計測するための精度が悪くなっている。しかしながら、このような悪条件を想定したシミュレーションでも高画質の再構成画像が得られたものと思われる。点線源の場合はぼけ画像は PSF そのものであるため、ぼけの除去が正しく行えるのは当然であるが、近傍に分布した 2 点線源の場合においても、2 つの点をほぼ完全に分離することができた。これは、PSF を求める際に十分な数の光子を用いたため雑音成分が少なかったためと考えられる。また、線源の分布する位置もほぼ中央であったため PSF の位置依存性が現れ難かったためと考えられる。これに対し、ディスク線源の場合は点線源ほどは正確な復元はできなかった。この原因は PSF の位置依存性が影響を与えているものと考えられる。

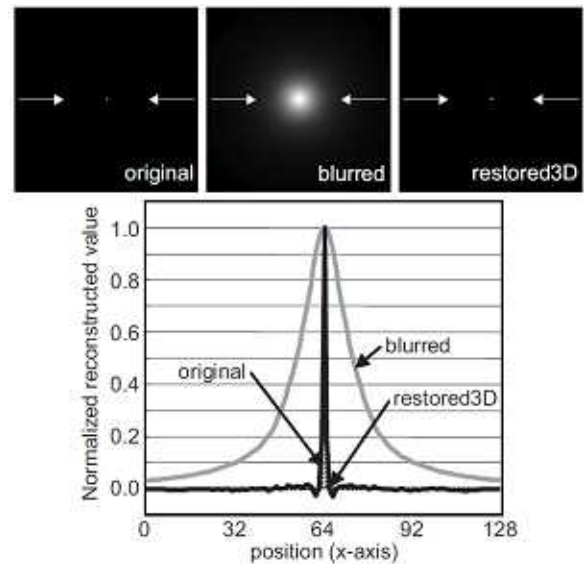


Fig. 5 Reconstructed images of a point source(x - y plane) and profiles on the line indicated by two arrows .

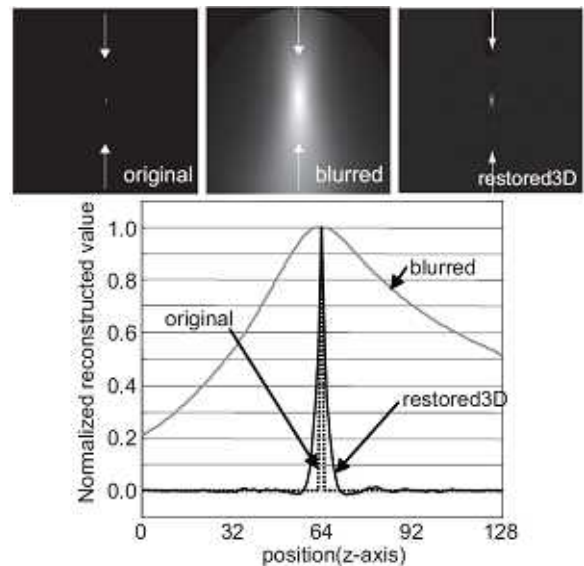


Fig. 6 Reconstructed images of a point source(x - z plane) and profiles on the line indicated by two arrows .

図 6 などで示されるように PSF は x - y 平面ならびに z 軸方向でも中心から離れるにしたがって値が非等方的に低下し PSF の形状は対称性を失う。このため中央に置かれた点線源による PSF を利用するには限界があるものといえる。これらのことから、再構成空間の中央部分にホットスポット的に集積した線源の再構成には、ここで提案した方法は効果があるものといえる。また、特定の z 軸上の位置に平面的に存在する線源もこの方法で対応可能であるが、この場合は PFS を 3 次元として取り扱うよりも、2 次元モデルとして取扱う方が効率が良いと考えられ、

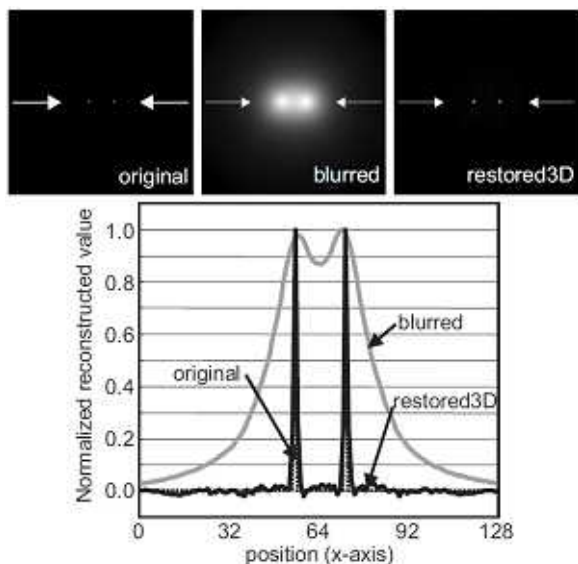


Fig . 7 Reconstructed images of two point sources(x-y plane) and profiles on the line indicted by two arrows .

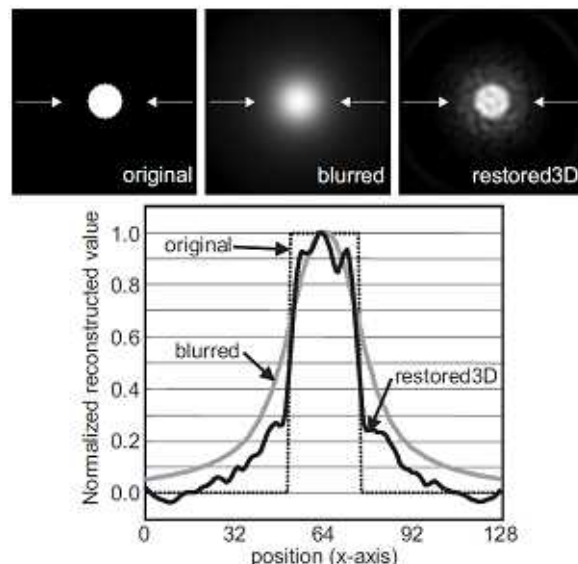


Fig . 9 Reconstructed images of a disc source(x-y plane) and profiles on the line indicted by two arrows .

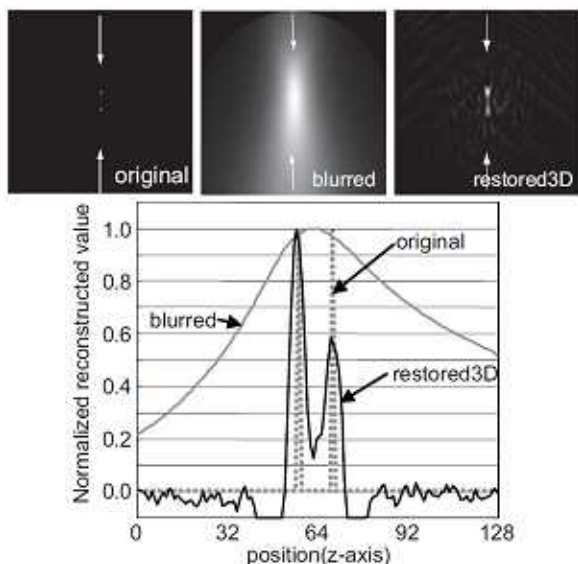


Fig . 8 Reconstructed images of two point sources(x-z plane) and profiles on the line indicted by two arrows

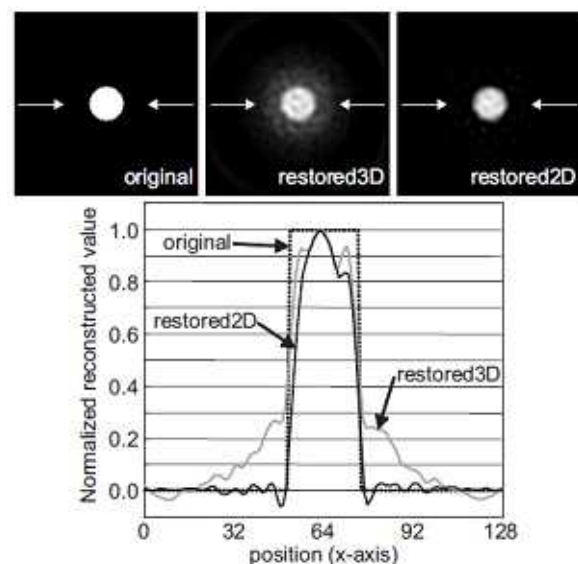


Fig . 10 Comparison of the 2D restoration and the 3D restoration (disc source) and profiles on the line indicted by two arrows.

このことを検証するために式(4)を2次元のモデルとして取扱い、z軸には影響しないPSFを利用して、z軸の値が異なるすべてのx-y平面に対して同一のカーネルにより個々にぼけの除去を実施した。この結果を図10に示す。この図から3次元のPSFを用いた場合よりも、ぼけの除去の精度が格段に向上した。用いたパラメトリックウィナーフィルタの係数値Γは3次元のときのものと同じ値である。これらのことから、ACCに提案手法を適用する場合、ホットスポットの線源分布に対しては3次元のPSFを用いたパラメトリックウィナーフィルタは効果的であ

り、また、平面状に広がる線源分布に対しては、2次元のPSFを利用したパラメトリックウィナーフィルタが効果的であるといえる。本論文では検出器を1台もちいた場合の再構成となっているが、2台以上用いることで、より等方的な取扱が可能になるものと考えられ、今後は複数台のACCを用いた精度の高い画像再構成法の開発を行う予定である。

7. むすび

本論文では、重み付け逆投影法によってぼけた ACC における再構成画像に対し、系を shift-invariant とした 3 次元のパラメトリックウィナーフィルタを用いた画像復元を行い、その有効性を検証した。この結果、ホットスポット的に分布する線源に関して、その有効性が示され、平面的に分布する線源に関しては 2 次元のウィナーフィルタが効果があることが明らかになった。

8. 謝辞

本研究に際して、貴重な助言をいただきました京都大学理学部教授谷森達氏に深謝いたします。また、本研究の一部は JST の研究補助（先端的計測分析技術・機器開発事業）を受けた。

参考文献

- [1] V. Schonfelder, A. Himer, K. Schneider, "A telescope for soft gamma ray astronomy," Nucl Instr and Meth, vol. 107, pp. 385-394, 1973.
- [2] R.W. Todd, J.M. Nightingale, D.B. Everett, "A proposed γ camera," Nature, vol. 251, pp. 132-134, 1974.
- [3] M. Singh, D. Doria, "An electronically collimated gamma camera for single photon emission computed tomography. Part II: Image reconstruction and preliminary experimental measurements," Med Phys, vol. 10, no. 4, pp. 428-435, 1983.
- [4] M.J. Cree, P.J. Bones, "Towards direct reconstruction from a gamma camera based on Compton scattering," IEEE Trans Med Imag, vol. 13, no. 2, pp. 398-407, 1994.
- [5] R. Basko, G.L. Zeng, G.T. Gullberg, "Application of spherical harmonics to image reconstruction for the Compton camera," Phys Med Biol, vol. 43, no. 4, pp. 887-894, 1998.
- [6] L.C. Parra, "Reconstruction of cone-beam projections from Compton scattered data," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 47, no. 4, pp. 1543-1550, 2000.
- [7] T. Tomitani, M. Hirasawa, "Image reconstruction from limited angle Compton camera data," Phys Med Biol, vol. 47, no. 12, pp. 2129-2145, 2002.
- [8] M. Hirasawa, T. Tomitani, "An analytical image reconstruction algorithm to compensate for scattering angle broadening in Compton camera," Phys Med Biol, vol. 48, no. 8, pp. 1009-1026, 2003.
- [9] T. Hebert, R. Leahy, M. Singh, "Three-dimensional maximum-likelihood reconstruction for an electronically collimated single-photon-emission imaging system," J Opt Soc Am A, vol. 7, no. 7, pp. 1305-1313, 1990.
- [10] R.C. Rohe, M.M. Sharfi, K.A. Kecevar, J.D. Valentine, C. Bonnerave, "The spatially-variant backprojection point kernel function of an energy-subtraction Compton scatter camera for medical imaging," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 44, no. 6, pp. 2477-2482, 1997.
- [11] 尾川浩一, 太田仁, "コンプトン CT における SSTA を用いた正確な画像再構成," 電子情報通信学会論文誌, vol. J85-DII, no. 11, pp. 1725-1732, 2002.
- [12] A. Takada, K. Hattori, H. Kubo, K. Miuchi, T. Nagayoshi, H. Nishimura, Y. Okada, R. Orito, H. Sekiya, A. Tada, T. Tanimori, "Development of an advanced Compton camera with gaseous TPC and scintillator," Nucl Instr and Meth, vol. A546, pp. 258-262, 2005.
- [13] 栗原孝史, 尾川浩一, "Advanced Compton camera における画像再構成法の提案," Med Imag Tech, vol. 25, no. 1, pp. 49-55, 2007.