

## 核医学アーテファクト

### — 散乱線の影響と光電ピーク領域計数比法による対策 —

安田 正一 利波 修一 稲垣 晶一  
瀬戸 光\* 柿下 正雄\*

#### 要 旨

核医学検査におけるシンチレーションカメラの散乱線対策に関して、従来の一般的な装置ではコリメータによる幾何学的手法と、波高分析装置による電気的手法が用いられ、散乱線除去をおこなっている。これらの方法だけでは放射性物質のない場所まで計測するために、擬像の形成と定量性の低下が発生する。これらの現象を把握し、解決の方法として新しく光電ピーク領域内計数比法を検討した。

#### はじめに

シンチグラフィに含まれるアーテファクトの要素として、散乱線がある。NaI 結晶を使用するシンチレーションカメラではエネルギー分解能の低さから光電ピーク領域内にも散乱線を含む。Fig. 1-L の

ように点線源とピンを設定し得られた画像が Fig. 1-R である。この画像は、 $^{99m}\text{Tc}$  の線源を用い  $^{99m}\text{Tc}$  のエネルギーウィンドウを設定しているにも拘わらず、直接  $\gamma$  線がコリメータと鉛により入射せず散乱線だけの画像となる。またこの画像は、よく用いられる均一散乱体ではなく不均一散乱体であるため、散乱体厚や散乱角による変化の状態を反映している。この画像からシンチグラフィに及ぼす影響として、1) 擬像の形成と、2) 定量性の低下を示唆でき、アーテファクトの要素となる。

#### 研究方法

Fig. 1-L の設定状態でエネルギーウィンドウを変化させ収集した画像が Fig. 2 である。散乱線エネルギー領域、1) 80 keV, 2) 100 keV, 光電ピーク領域内の低エネルギー側、3) 126~140 keV, 光電

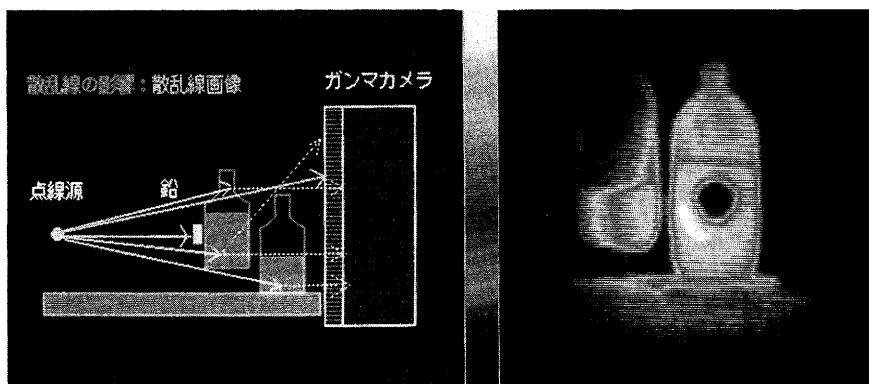


Fig. 1 L : Experiment of scatter effects.  
R : Scatter image taken in energy window of 126~154keV.

Subtraction of scatter effects on photopeak energy window by count ratio method  
Masakazu Yasui, Syuichi Tonami, Syoichi Inagaki, Hikaru Seto\*, Masao Kakishita\*

Division of Nuclear Medicine and \*Department of Radiological Sciences, Toyama Med. & Pharm. University Hospital  
富山医科薬科大学附属病院放射線部, \*同 放射線科 〒 930-01 富山市杉谷 2630

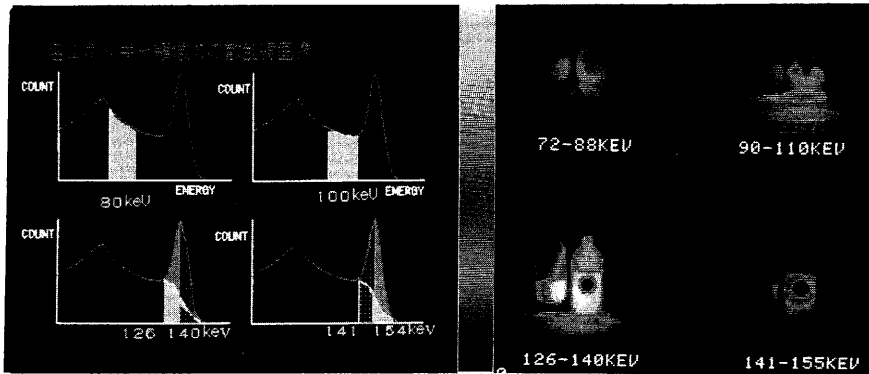


Fig. 2 L : Various energy windows in data acquisition.  
R : Scatter images in various energy windows.

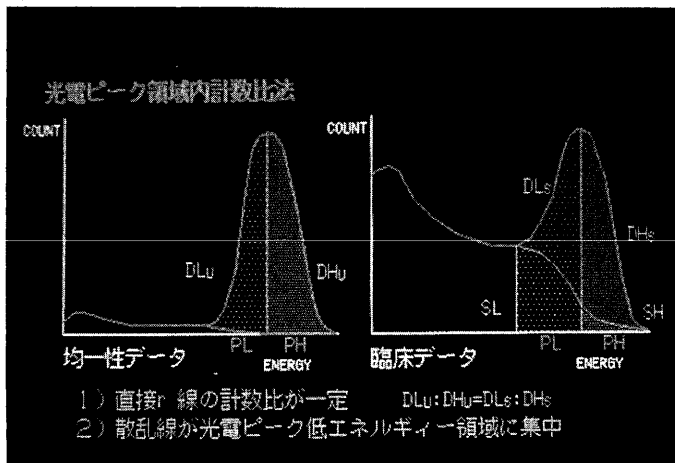


Fig. 3 L : Energy spectrum of direct  $\gamma$  ray.  
R : Energy spectrum of direct  $\gamma$  ray and scatter.

ピーク領域高エネルギー側、4) 141~154 keV、の4つのウィンドウで収集した画像である。この実験から散乱線は散乱線エネルギー領域だけでなく光電ピーク領域の中にも多量に存在し、それぞれ固有の分布をしていることが分かる。

ここで重要な現象として、3)、4)は光電ピーク領域内の画像であるが、3)の光電ピーク領域内の下方(低エネルギー側)と、4)の上方(高エネルギー側)を比較した場合、高エネルギー領域に極めて散乱線が少ない点である。

Fig. 2 から散乱線の対策と除去に関して、3つの方法が考えられる。

第1に、エネルギーウィンドウを高エネルギー側にシフトさせるウィンドウシフト法。この方法では直接 $\gamma$ 線の計数損失が問題となる。

第2に、散乱線エネルギー領域で画像を収集し、

光電ピーク領域から差し引く散乱線領域収集法。この方法では散乱線エネルギー領域と光電ピーク領域の散乱線画像が一致しているとは言いがたい。

第3に、直接 $\gamma$ 線の低エネルギー側と高エネルギー側の計数比が一定である点と、散乱線が光電ピーク領域内下方に存在する点に着眼した、光電ピーク領域内計数比法。この方法を今回新しく検討した。

まず散乱体が無い均一補正データとなる状態で収集したエネルギースペクトルを Fig. 3-L とし、散乱線を含む臨床データの状態で収集したエネルギースペクトルを Fig. 3-R とする。散乱体が無い状態での光電ピーク領域内下方と光電ピーク領域内上方の均一平面画像を収集し、その二つの計数比画像(下方/上方)を作製する(Fig. 3-L)。散乱線を含む検体を光電ピーク領域内下方と光電ピーク領域内上

方で収集し (Fig. 3-R), 光電ピーク領域内上方画像に計数比画像を掛け, 光電ピーク領域内下方画像から引く。この画像が散乱線画像となる。散乱線画像が低周波成分が多く有意な高周波成分を含まないことから, 低周波処理を行った後, 光電ピーク領域内上下合計画像から差し引く。この操作により有効計数損失の少ない散乱線除去ができる。

D=直接  $\gamma$ 線 S=散乱線 L=低エネルギー側  
 H=高エネルギー側 U=均一補正データ  
 P=光電ピーク領域 I=画像 LF=ローパスフィルター  
 計数比画像=DLU/DHU=DLS/DHS  
 散乱線画像=PL-PH  $\times$  (DL/DH)=SI  
 散乱線除去画像=(PL+PH)-SI  $\times$  LF

### 結果

実際の方法では計算機が整数 (10 ビット 4096) の保存, 表示しかできない関係から次の方法を用いた (Fig. 4)。均一補正データとして点線源による光電ピーク領域全体の (UA) と光電ピーク領域上方の (UH) を収集する。次に計数比として (UA)/(UH) を求める。検査データの収集としては光電ピーク領域上方 (PL) と下方 (PH) を収集する。PH+PL に均一補正データ UA を処理し (PAU) を製作する。また PH に均一補正データ UH を処

理し (PHU) を製作する。PAU-(PHU  $\times$  UA/UH) を求め低周波処理を行うことで散乱線画像 (SI) が抽出できる。PAU-SI が散乱線除去画像となる。この画像は PH より SN 比の点で優れている。

### 考察

実験的にはいろいろな方法が試みられている。散乱線エネルギー領域でデータを収集し光電ピーク領域から差し引くことで散乱線除去をする方法 (散乱線領域収集法)<sup>1)2)</sup> や, 散乱線の特性を関数に近似し減算を行う方法 (特性関数法)<sup>3)</sup> や, 散乱線の特性を空間周波数的に求めフーリエ変換を用い再構成のなかで散乱線除去をする方法や, また散乱特性関数と吸収係数分布を考慮し逐次近似による散乱補正を行う方法などがある。これらの方法を合わせたマルチエネルギーウィンドウ法による散乱線除去もある。散乱線が光電ピーク領域の低エネルギー側に集中している事を利用した, ウィンドウを高エネルギー側に設定するウィンドウシフト法<sup>4)</sup> や, 近年開発された EWA 法<sup>5)</sup> (シンチレーターで検出された光子をエネルギーに応じて重み付けして画像を作成する方法) などの方法がある。しかしながらこれらの方法では直接  $\gamma$  線まで差し引いたり, 処理に時間

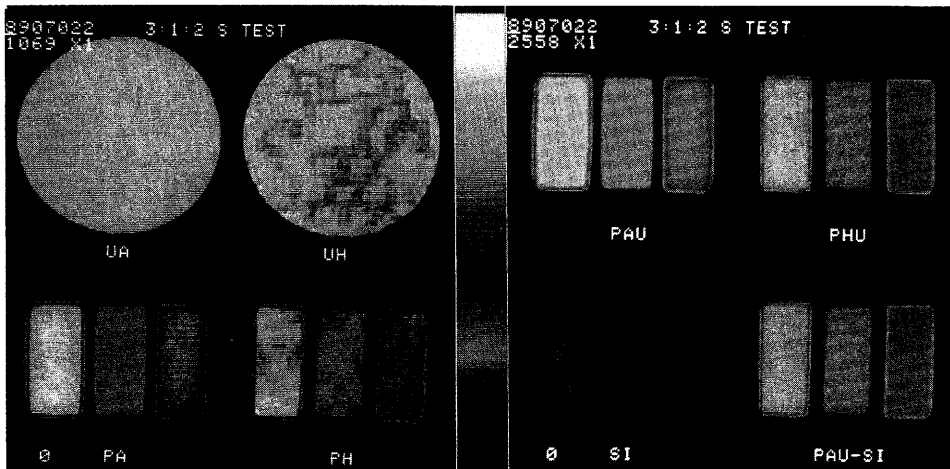


Fig. 4 UA: Uniformity data in all photpeak window.  
 UH: Uniformity data in higher level of photpeak window.  
 PA: Acquisition data in lower and higher levels of photpeak window.  
 PH: Acquisition data in higher level of photpeak window.  
 PAU: Uniformity corrected image of PA.  
 PHU: Uniformity corrected image of PH.  
 SI: Scatter image.  
 PAU-SI: Subtraction image.

がかかるものや、特殊な装置を必要とするなど、い  
ずれも問題を残している。

#### まとめ

この光電ピーク領域計数比法の特徴として、単一  
光電ピークの散乱線除去としては散乱線が多い状態  
から散乱線が少ない状態まで直接  $\gamma$  線の損失が少  
なく散乱線除去効率の高い結果を得る。均一性の変  
化（ウィンドウシフトに越因）を受け易い短所はあ  
る。しかし新型のシンチレーションカメラではウィ  
ンドウシフトの変動は少なく、特別なソフトや装置  
を使用せず、処理時間が短いため、他の方法と比較  
してより臨床実用性の良好な方法である。

#### 文 献

- 1) Wageet DJ, Wilson BC: Improvement of scanner performance by subtraction of compton scattering using multiple energy windows. Br J Radiol 51: 1004, 1978
- 2) Jaszczak RJ, Greer KI, Floyd CE, et al: Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. J Nucl Med 25: 893, 1984
- 3) Axelesson B, Msaki P, Israelsson A: Subtraction of compton-scattered photon in SPECT. J Nucl Med 25: 490, 1984
- 4) Graham LS, Lafontaine RL, Stein MA: Effect of asymmetric photopeak windows of flood field uniformity and spatial resolution of scintillation cameras. J Nucl Med 27: 706, 1986
- 5) Halama JR, Henkin RE, Friend LE: Gamma camera radionuclide images: Improved contrast with energy weighted acquisition. Medical Physics, Radiology 11: 536, 1988