

シンチレーションカメラにおける Misplaced event count rate の検討

川崎医科大学 核医学

柳元 真一, 友光 達志, 村中 明
曾根 照喜, 大塚 信昭, 福永 仁夫
森田 陸司

川崎医療短期大学 放射線技術科

日地 啓夫, 板谷 道信, 西村 明久

川崎医科大学 放射線科

西 下 創 一

(昭和59年10月4日受付)

Evaluation of Misplaced Event Count Rate Using a Scintillation Camera

Shin-ichi Yanagimoto, Tatsushi Tomomitsu
Akira Muranaka, Teruki Sone
Nobuaki Otsuka, Masao Fukunaga
and Rikushi Morita

Division of Nuclear Medicine, Department of Radiology
Kawasaki Medical School

Hiroo Hiji, Mitinobu Itaya
and Akihisa Nishimura

Radiological Technology Course, Kawasaki
College of Allied Health Professions

Soichi Nishishita

Department of Radiology, Kawasaki Medical School

(Accepted on October 4, 1984)

種々の散乱体厚におけるシンチレーションカメラの Misplaced event count rate について以下の結果を得た。

1. Misplaced event count rate の一部を示すと思われる 関心領域内計数値は、アクリル厚 5 cm をピークに低下する傾向を示した。
2. 関心領域内計数値対トータルカウントの比においては、散乱体厚を大きくするに従い値が大きくなった。
3. 散乱体厚を大きくすることにより、光電ピークの高エネルギー領域側よりも低エネルギー領域側での増加が大きかった。
4. 光電ピーク以外のエネルギー領域においては、今回の実験設定で最も低エネルギーレベルであった 76 keV で散乱体の影響が大きかった。

Misplaced event count rates were evaluated using an acryl scatter body of various thickness and a gamma camera.

The count rate in the region of interest (ROI) within the camera view field, which was thought to represent part of the misplaced event count rate, increased as the thickness of the scatter body was increased to 5 cm, followed by a steep decline in the count rate.

On the other hand, the ratio of the count rate in the ROI to the total count rate continuously increased as the thickness of the scatter body was increased.

As the thickness of the scatter body was increased, the count rates increased, and the increments of increase were greater in the lower energy region of the photopeak than in the higher energy region. In ranges energy other than the photopeak, the influence of the scatter body on the count rate in the ROI was the greatest at 76 keV, which was the lowest energy we examined.

Key Words ① Misplaced event count ② Scintillation camera
③ Thickness of the scatter body

1. 緒 言

シンチレーションカメラによる動態、機能検査において、関心領域（以下、ROI と略）を設定して得たデータによる定量的解析は、最近の核医学診断に広く用いられている。しかし、短半減期核種を大量にボラス注入した場合、限局的に高計数率となり計数値の数え落し¹⁾、アーティファクト²⁾、パイルアップ効果³⁾等の問題が生じるといわれている。また、散乱体厚の大きさによる影響も計数率特性、イメージ分解能等⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾を劣化させる大きな問題となっている。

今回、種々の散乱体厚における Misplaced event count rate を検討するために、限局的な線源周囲の計数率特性と、カメラのエネルギー信号である Z 信号を、マルチチャンネルアナライザ（以下、MCA と略）によって検討した。

2. 方 法

2.1 使用装置

実験に使用したシンチレーションカメラは、Nuclear Chicago 社製 Pho/Gamma HP で、実験はすべて低エネルギー用高分解能平行多孔型コリメータを装着した状態で行い、ウィンド

ウは 140 keV を中心に 20% とした。

カメラの Z 信号を分析するための MCA は、ORTEC 社製 6240 を使用した。

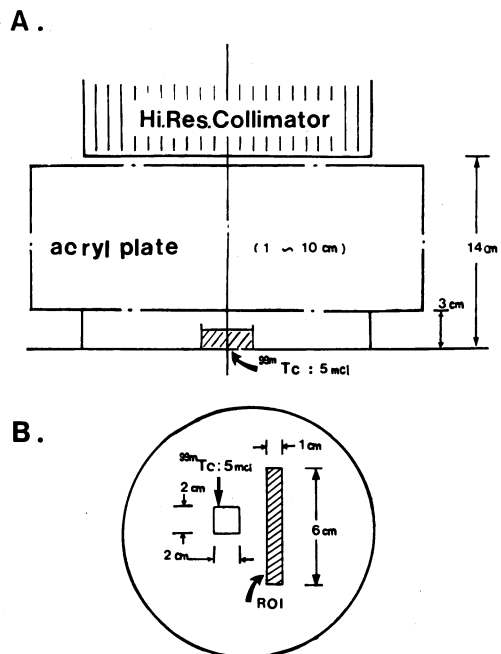


Fig. 1. Schematic diagram of misplaced events measurements

A: Geometrical arrangement of experiment

B: Setting of ROI for misplaced event count rate

*ROI counts/Total counts=0.283%

2.2 線源の作製

2×2×2 cm のアクリル容器内に、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 5mCi を入れ、水を加えて 5ml のボリュームとした。

2.3 Misplaced event count rate の測定

実験の幾何学的条件を Fig. 1-A に示した。線源はカメラの視野の中心付近に設置し、散乱体として線源とコリメータ間に 1 から 10 cm 厚のアクリル板を置いた。

Misplaced event count rate を測定するための ROI は、Fig. 1-B の様に実際の視野上での大きさが約 6×1 cm の矩形 ROI とした。ROI 設定位置に関しては、ROI 計数値対トータルカウントの比を定めて設定した。今回の実験においては、線源 (5mCi) とコリメータ間距離 14 cm で、散乱体のない場合での比の値が 0.283 で行った。この条件においてはパーステンススコープ上で、線源と ROI との間にわずかに空間があった。

2.4 Z 信号の測定

カメラの Z 信号出力端子より種々のアクリル厚による Z 信号を、MCA に入力し各エネルギー スペクトルを得た。

Fig. 2 に今回の実験設定条件での、 ^{99m}Tc 、 ^{67}Ga 、 ^{111}In による MCA のエネルギー校正曲線を示した。

3. 結 果

Fig. 3 に今回の実験設定条件における種々の散乱体厚での、トータルカウント、ROI 内計数値、及び ROI 内計数値対トータルカウントの比の変化を示した。トータルカウントは、散乱体の厚さを増加するに従い減少した。

Misplaced event count rate を示すと思われる ROI 内計数値では、アクリル厚 5 cm までは増加したが、5 cm 以上に増加させると次

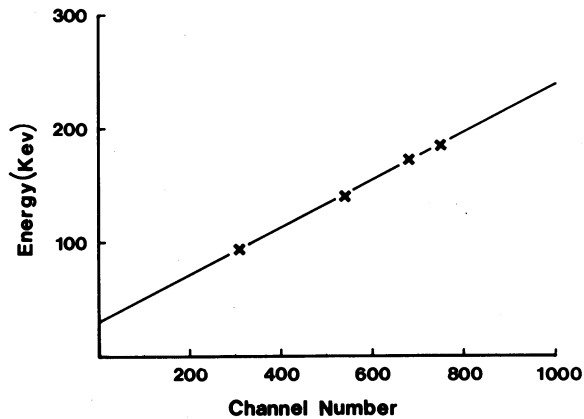


Fig. 2. Energy calibration curve

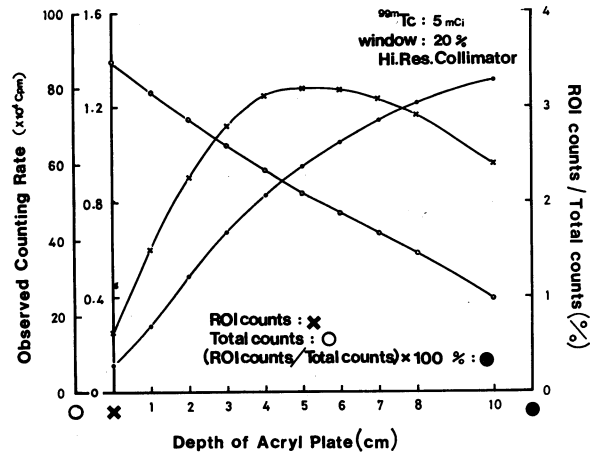


Fig. 3. Effect of various thicknesses of acryl plates on counts of ROI
—ROI was set on misplaced event count rate region—

第に減少した。ROI 計数値対トータルカウントの比においては、散乱体厚が増加するに従い値が大きくなる傾向を示した。

Fig. 4 に MCA で得られた種々の散乱体厚でのエネルギー スペクトルの変化を、光電ピーク幅 (FW1/4M, FWHM, FW3/4M) で示した。散乱体による影響が最も大きかったのは、FW1/4M でアクリル厚 5 cm では散乱体がない場合と比較すると、エネルギー幅に校正して 17.6% 広くなった。また、アクリル厚が 6 cm になると、低エネルギー側では測定不可能となった。散乱体の影響が最も小さかったのは、

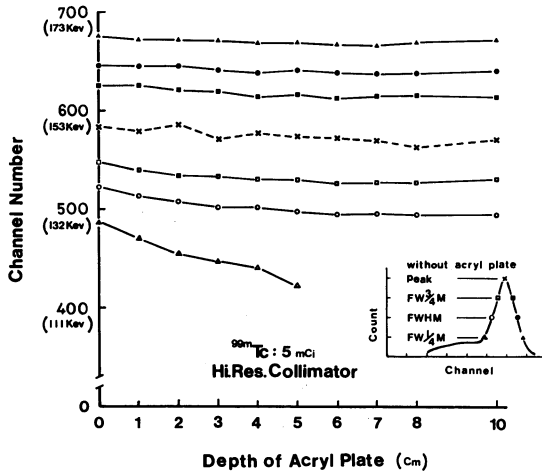


Fig. 4. Effect of various thicknesses acrylic plates on ^{99m}Tc energy FWHM observed with M. C. A.

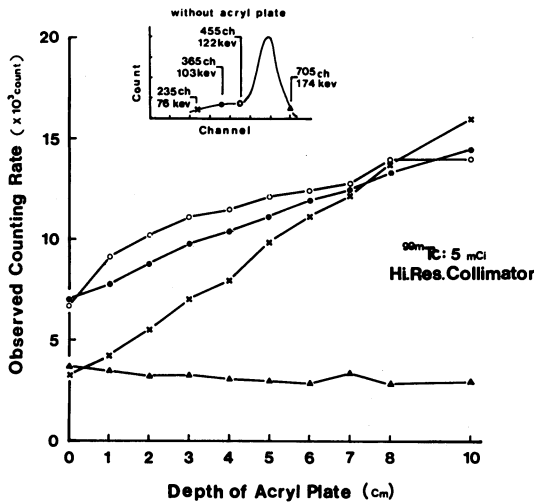


Fig. 5. Effect of various thicknesses of acrylic plates on ^{99m}Tc spectra observed with M. C. A.

FW3/4M でアクリル厚 8 cm においても散乱体がない場合と比較して、エネルギー幅の増加は 3.7%にとどまった。次に、FWHM においてはアクリル厚 10 cm と散乱体がない場合のエネルギー幅の増加を比較すると、8.1%となり FWHM は先の二者の中間的な増加傾向を示した。また、いずれの場合においても、散乱体厚を増加するに従い光電ピークの低エネルギー領域側での増加が大きかった。

Fig. 5 に光電ピーク領域以外での、エネルギーレベル (76 keV, 103 keV, 122 keV, 174 keV) の散乱体による影響を示した。各エネルギーレベルにおける散乱体がない場合とアクリル厚 10 cm の場合での計数値の比は、76 keV で最も大きく変動し比の値は約 5 倍となった。103 keV においては約 2 倍となり、122 keV でも 2 倍程度大きくなった。今回、最も散乱体の影響が小さかったのは、174 keV であった。

4. 考 察

核医学診断において ROI を設定しデータ解析する場合、ROI 内計数値に誤ったデータを含めないで測定することは極めて重要なことである。しかし、コリメータの性能を含むシンチレーションカメラ本体の性能と、被写体厚による散乱等の問題⁹⁾により、ROI 内計数値は Fig. 3 に示した様に Misplaced event count rate を含んだ状態で測定されている可能性がある。

Fig. 3 は実際の診療を考慮しウィンドウは 140 keV を中心に 20% として、Misplaced event count rate におよぼす散乱体の影響を検討した結果である。Misplaced event count rate を示すと考えられる ROI 計数値は、アクリル厚 5 cm をピークに低下する傾向を示した。これは ^{99m}Tc の γ 線エネルギー 140 keV が、アクリル厚 5 cm 以上になると、設定したウィンドウ内に入る散乱線よりも、アクリル板による吸収の効果が大きくなるためと考えられる。しかし、ROI 計数値対トータルカウントの比においては、アクリル厚 10 cm においても増加傾向を示し、アクリル厚 5 cm 以上でも Misplaced event count rate に注意する必要があると思われる。

Fig. 4, 5 はアクリル厚の変化によるカメラのエネルギー信号の変動から、Misplaced event count rate を検討した結果である。Fig. 4 ではアクリル厚を大きくするに従い光電ピークの低エネルギー領域側での増加が大き

くなり、特に FW1/4M の低エネルギー側ではアクリル厚 5 cm 以上になると測定不能となった。これにより Fig. 3 で示された Misplaced event count rate は、光電ピークの低エネルギー領域側の影響が大きいものと考えられる。次に光電ピーク以外でのエネルギー領域で散乱体の影響を検討した Fig. 5 では、174 keV 以外で散乱体厚の増加に伴い計数値の増加が認められた。散乱体の影響が最も大きかったのは、今回の実験で最も低エネルギーレベルであった 76 keV であった。このエネルギー領域の状態では、 ^{99m}Tc のウインドウに入ることは不可能だが、パイルアップ効果によってウインドウ内に入る可能性があるため、特に大線量を使用して行われるダイナミックスタディーの様な場合には注意する必要があると思われる。

5. 結 語

今回の実験設定条件におけるシンチレーションカメラの Misplaced event count rate について以下の結果を得た。

1. Misplaced event count rate の一部を示すと思われる ROI 計数値は、アクリル厚 5 cm をピークに低下する傾向を示した。
2. ROI 計数値対トータルカウントの比においては、散乱体厚を大きくするに従い値が大きくなった。
3. 散乱体厚を大きくすることにより、光電ピークの高エネルギー領域側よりも低エネルギー領域側での増加が大きかった。
4. 光電ピーク以外のエネルギー領域においては、今回の実験設定で最も低エネルギーレベルであった 76 keV で散乱体の影響が大きかった。

文 献

- 1) James, A. S.: Deadtime characteristics of Anger cameras. J. nucl. Med. 16: 284—288, 1975
- 2) Sven, E. C., Ingemar, L.: Image artifacts at high photon fluence rates in single-crystal NaI(Tl) scintillation cameras. J. nucl. Med. 19: 407—413, 1978
- 3) Thomas, K. L., Robert, M.: A comparison of count rate parameters in gamma cameras. J. nucl. Med. 22: 161—168, 1981
- 4) Valerie, A. B.: Component resolution indices for scintillation camera systems. J. nucl. Med. 16: 228—230, 1975
- 5) Arnord, J. E., Johnston, A. S., Pinsky, S. M.: The influence of true counting rate and the photopeak fraction of detected events in Anger camera deadtime. J. nucl. Med. 15: 412—416, 1974
- 6) Sorenson, J. A.: Methods of correcting Anger camera deadtime losses. J. nucl. M. 17: 137—141, 1976
- 7) Sorenson, J. A.: Deadtime characteristics of Anger cameras. J. nucl. Med. 16: 284—288, 1975
- 8) 田村清彦, 寺田保正: シンチカメラ及び電算機による各種コリメータ特性の検討. 日放技学誌36: 310—315, 1980