

《原 著》

# シンチレーション・カメラ—電子計算機 システムにおける分解時間とその補正法

## I. カメラと計算機システムの分解時間

福 久 健 二 郎\* 飯 沼 武\*\* 松 本 徹\*\*

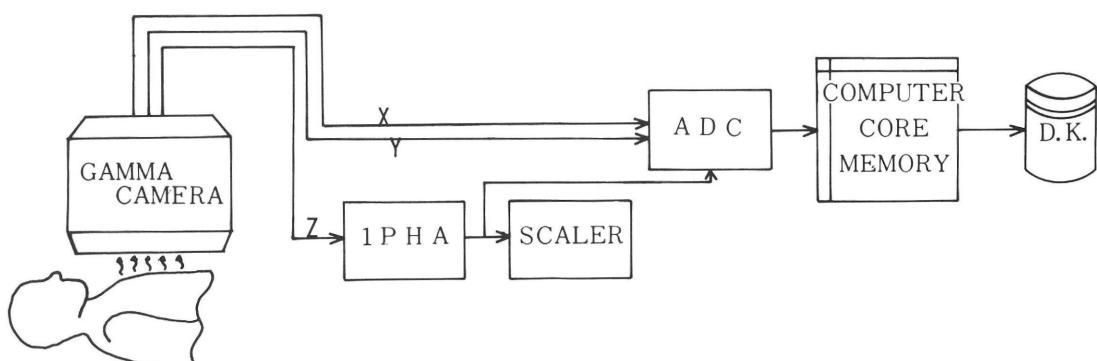
### 1 緒 言

近年、ガンマ・カメラと電子計算機を組合わせたシステムを用い、R.I. 動態画像の臨床的応用が盛んになりつつある。このようなシステムで得られる動態像には次の二つの問題がある。それらは(1) カメラ—計算機システムの総合分解時間による計数落しと、(2) カメラの感度の不均一性による像のひずみである。ここではカメラと計算機システムの分解時間の測定法と計数率特性を表す実験

式について論ずる。

ガンマ・カメラなどの固定型 R.I. イメージ装置の分解時間の測定についてはオートフロロスコープに関する R.H. Johns 等の報告<sup>1),2)</sup>とアンガー・カメラについての Adams 等の分解時間測定法の相互比較<sup>3)</sup>があるが、アンガー型シンチレーション・カメラと計算機システムの総合的な時間応答特性を報告した論文は数少ない。

### 2 装 置



(1) Camera deadtime (2) Peak of interest (3) ADC and memory (4) Data transfer to D.K.  
cycle time (seek and write)

Fig. 1 Simplified block diagram of scintillation camera-computer system showing several factors which affect system resolving time.

\* 放射線医学総合研究所 技術部

\*\* 同 临 床 研 究 部

受付: 49年2月8日

別刷請求先: 千葉県千葉市穴川4-9-1 (〒280)

放射線医学総合研究所

福 久 健 二 郎

使用した装置は遅延電線方式大型シンチレーション・カメラ（東芝製 JCA-202 型）<sup>4)</sup>と、その出力を収集・処理する放医研オンライン計算機（TOSBAC-3400 DAC システム）<sup>5),6)</sup>である。システムの簡略化したブロック図と計数落しの原因

となる因子を Fig. 1 に示す。まずカメラの NaI 結晶に入射するガンマ光子のうちで検出される光子数に対し、アノログ演算回路を経て一組の X, Y および Z 信号として出力されるパルス数の比が、カメラ自身の分解時間に対応する。実際にカメラのスケーラに示される計数値は上述の Z 信号のうち、波高分析器で選別したパルス数に等しい。全スペクトル範囲の Z 信号に対し、選別されたエネルギー範囲のそれの比を  $R$  とすれば、 $0 < R < 1$  でガンマ線のエネルギー、用いるエネルギー範囲、線源の形状などの複雑な関数となる。

統いて選別されたZ信号と同時に発生したX・Y信号を計算機に入力するため、アナログ・ディジタル変換器(ADCと略)に伝送する。ここでデジタル量(通常7ビット=128)に変換されたX・Y信号は計算機の主メモリー(コア・メモリー)に二つの方法で記憶される。第1はヒストグラム・モード(Hモード)といわれ、インクリメント装置(INC)によってX・Y信号のビット数でコア・メモリーの番地を指定し、その番地の内容に1を加える操作を行いメモリーに直接画像を蓄積して行く方法である。本モードでは一定時間の画像をメモリーに収集する静的画像の場合と、ある時間間隔の画像を収集して直ちに外部の大容量記憶装置(磁気ディスクパック)に転送し、また画像を収集する動作を繰返す動態画像の場合の2種が可能である。第2はリスト・モードといわれ、コア・メモリーに2ヶ所の領域(バッファ・メモリー)を確保し、シーケンシャル装置(SEQ)を用いて、第1領域の先頭番地よりX・Y信号を時系列として順次書込んで行き、その領域が満杯になると、新しく到来するX・Y信号を第2領域に書込むと同時に第1領域の情報をディスクパックに転送する。第2領域が満杯になると書込みを第1領域にスイッチし、第2領域の内容を転送する。このような動作を繰返すことにより全画像を収集する。これらの計算機による収集では(1)ADCの変換時間、(2)コア・メモリーへの書込み時間および(3)コア・メモリーからディスクへのデータ転送に要する時間が分解時間に関係する。

以下、分解時間をカメラ固有のものと計算機によるものと分けて考察する。

### 3 遅延線方式カメラの分解時間

### 3-1 カメラの計数率特性を表す実験式

本カメラの分解時間は田中等<sup>7)</sup>により測定が行われておる、以下の実験式により表されている。

$$N = RN_o \exp(-\tau_c N_o) \quad \dots \dots \dots \quad (1)$$

ここで

$N_o$ ：検出されたガンマ光子による全計数率  
放射能に比例する量

*R* : 出力されたZ信号のうち、あるエネルギー範囲に入るものの割合（前述の*R*と同一の量）

*N*： カメラのプラウン管上に表示される全画面の計数率（スケーラに表れる全画面の計数率。

$\tau_c$  : カメラの見かけの分解時間

測定は点線源の強度を変えて、カメラに入射するガムマ線束を変化させスケーラの計数率を求めたもので、 $R$  はスペクトル測定より 0.65 という値を得ている。また実験値に最もよく適合する  $\tau$  は  $5.5 \mu\text{sec}$  と計算されている。

ここで(1)式に使われている  $R$  を正確に求めておく必要がある。

### 3-2 $R$ の測定

*R*は前述のように多くの因子によって変化するので、多種の条件下での測定を行った。測定はまず実際の臨床で使用している状態にカメラの諸条件（特にエネルギー範囲、fine 利得、ウィンドウ幅など）を設定した後、その時用いる核種の点線源のエネルギー・スペクトルを多重波高分析器によって測定する。引き続き、同一核種が投与された患者のスペクトルを得る。次にパルス発生器を用いウィンドウ幅の上・下に対応するようパルスの波高値を決めて多重波高分析器に入力し、現在はさんでいるウィンドウ幅に対応するチャンネル数を求めた。

Fig. 2 (a), (b)にその結果の一例を示した。Fig. 2 (a)は<sup>99m</sup>Tc点線源を高分解能コリメータを介して

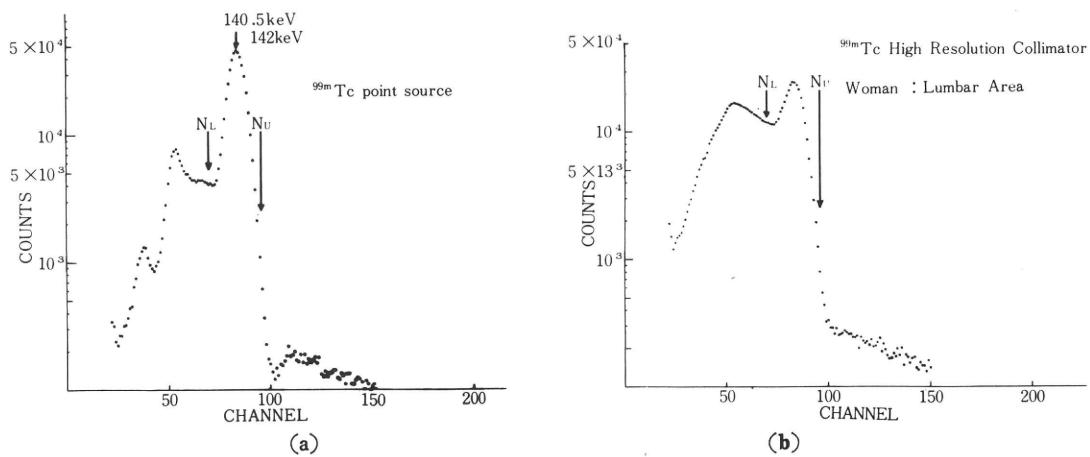


Fig. 2 Energy spectra of  $^{99m}\text{Tc}$  measured by a delay-line type camera (TOSHIBA, JCA-202) with a high-resolution collimator for point source in air (a) and lumbar area of adult woman (b).

測定したスペクトルであり、 $N_L$ と $N_U$ は140 keV、30%に対応するウィンドウ幅の下限と上限のチャンネルである。一方、(b)は成人女子の腰部の測定の際に求めたスペクトルで高分解能コリメータを利用している。 $N_L$ と $N_U$ は上と同様に140 keV、30%に対応している。 $R$ は $N_L$ と $N_U$ の間の全計数値を全スペクトルの計数値で除した値として求められる。Fig. 2 (a), (b)を比較して判るように、患者のスペクトルは低エネルギー側の散乱線の増加が顕著で、 $R$ が減少している。

Table 1 (a), (b)に測定を行った核種とそのガンマ線エネルギー、用いたコリメータ、測定のジオメトリーおよびエネルギー・ウィンドウに対する $R$ の値を示した。(a)は空気中の点線源による結果であり、(b)は実際の臨床例による結果を示す。 $R$ は上述の全ての因子によって変化し、特に患者毎に異なる可能性があるが、核種、コリメータおよびエネルギー・ウィンドウを一定とした場合、同一性で成人患者の同一の測定部位における $R$ の変動は標準偏差10%程度である。今後、症例数を増

Table 1 (a) Determination of  $R$  for point sources in air of various radionuclides.

nuclide	collimator	$R$		
		$140\text{keV} \pm 20\%$	$140\text{keV} \pm 30\%$	
$^{99m}\text{Tc}$	none(flood)	0.346	0.417	
	High Resolution	0.683	0.752	
	1600 hole	0.711	0.787	
	Pin hole	0.678	0.757	
	Tomographic	0.735	0.785	
		$60\text{keV} \pm 80\%$	$190\text{keV} \pm 30\%$	both
$^{169}\text{Yb}$	none(flood)	0.444	0.178	0.622
	High Resolution	0.286	0.198	0.483
	1600 hole	0.547	0.161	0.708
		$100\text{keV} \pm 80\%$	$190\text{keV} \pm 30\%$	both
$^{67}\text{Ga}$	1600 hole	0.532	0.221	0.753

Table 1 (b) Determination of  $R$  for patient's anatomical sites and radionuclides

nuclide	patient	site	collimator	$R$		
				$140\text{keV} \pm 20\%$	$140\text{keV} \pm 30\%$	
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	M. 11y	Brain P-A	High Resol.	0.288	0.365	
	M. 11y	Brain A-P	High Resol.	0.313	0.388	
	M. 11y	Brain L-R	High Resol.	0.292	0.360	
	F. Adult	Liver A-P	High Resol.	0.293	0.359	
	F. Adult	Liver R-L	High Resol.	0.313	0.378	
	F. Adult	Brain R-L	1600 hole	0.383	0.466	
	F. Adult	Brain L-R	1600 hole	0.350	0.433	
	F. Adult	Brain P-A	1600 hole	0.378	0.471	
	F. Adult	Liver A-P	Tomographic	0.295	0.358	
	F. Adult	Brain R-L	Tomographic	0.348	0.437	
				$60\text{keV} \pm 80\%$	$190\text{keV} \pm 30\%$	both
$^{169}\text{Yb}$	M. Adult	Brain A-P	1600 hole	0.371	0.119	0.490
	F. 3y.	Brain R-L	1600 hole	0.411	0.146	0.527
				$100\text{keV} \pm 80\%$	$190\text{keV} \pm 30\%$	both
$^{67}\text{Ga}$	F. Adult	Chest A-P	1600 hole	0.533	0.143	0.676
	F. Adult	Abdomen A-P	1600 hole	0.534	0.137	0.672
	F. Adult	Abdomen A-P	1600 hole	0.525	0.138	0.662

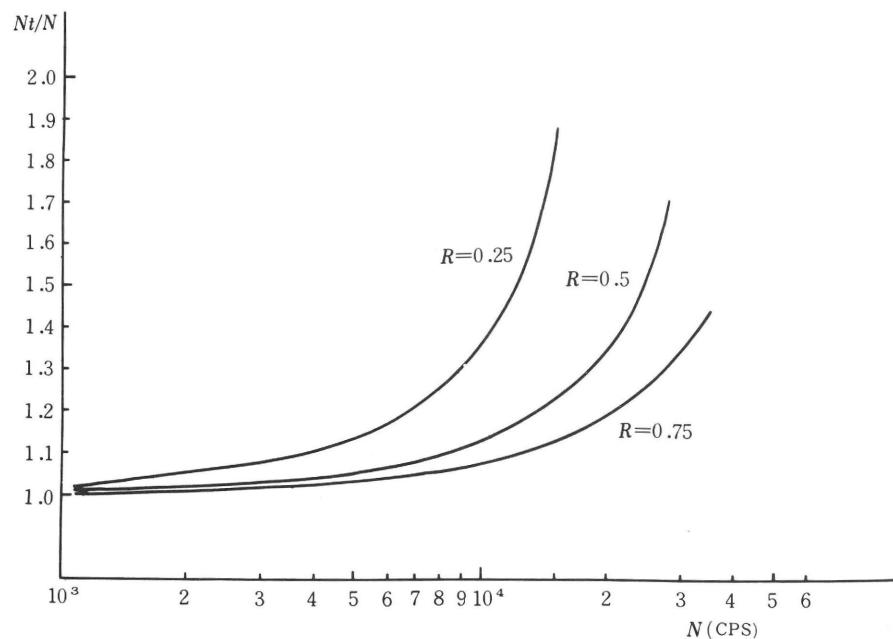


Fig. 3 Correction factor [ $\text{true counts } (N_t)/\text{scaler counts } (N)$ ] vs. scaler counts ( $N$ ) with parameter of  $R$  (area of interest/total area of energy spectrum) calculated from equation (2) using  $\tau_c=5.5 \mu\text{sec}$ .

やして更に精度のよい  $R$  を求める予定である。

### 3-3 カメラの分解時間による計数損失の補正

カメラのスケーラの計数率 ( $N$ ) より真の計数率を求める補正式を導く。まず、我々が求めたい真の計数率は(1)式の  $RN$  であるから、 $N = RN$  とし、(1)式を変換すると、

(2)式では  $N$  より  $N_t$  を直接求められないので、 $N_t$  の関数として  $N$  を求め、 $N_t/N$  を  $N$  に対してプロットしたのが Fig. 3 である。ここで  $R$  をパラメータとし、 $\tau_c = 5.5 \mu\text{sec}$  とした。Fig. 3 より  $N$  の値に対する補正係数  $N_t/N$  が得られる。

一方,  $\tau_c N_t / R < 1$  の場合, 指数関数を Taylor 展開して第一項までをとると,

$$\exp\left(\tau_c \frac{N_t}{R}\right) \div 1 + \tau_c \frac{N_t}{R} \quad \dots \dots \dots \quad (3)$$

したがって、(2)式より、

$$N_t = N \cdot \exp\left(\tau_c \frac{N_t}{R}\right) \div N\left(1 + \tau_c \frac{N_t}{R}\right) \dots (4)$$

となり、これを変形すると、

$$N_t \doteq \frac{N}{1 - \tau_c \frac{N}{R}} \quad \dots \dots \dots \quad (4')$$

により、 $N_t$  が  $N$  の関数として得られる。

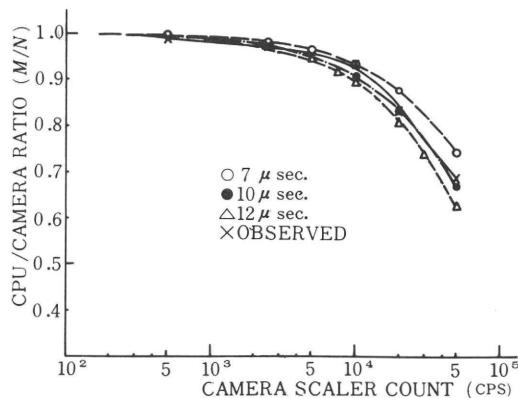
ただし、本式の精度は  $\tau_c = 5.5 \mu\text{sec}$ ,  $R = 0.5$ ,  $N = 15,000 \text{ cps}$  とした場合、(2)式より得られた  $N$  と比較して、約 2 % 低くなる程度である。 $N$  が小の場合は両者の一致はよく、 $N > 20,000 \text{ cps}$  では誤差は極めて大きくなり、近似式は使用できない。

#### 4 計算機システムの分解時間

#### 4-1 ヒストグラム・モード (Hモード) による静的画像の収集

Hモードによる静的画像の収集ではカメラのブルーラウン管に表示されるX・Y信号((1)式のN)が計算機側に送られ、コア・メモリーにディジタル画像として一定時間だけ蓄積される。したがって本モードによる収集ではコア・メモリーからディスクへの転送速度は問題にする必要はない。

本収集における分解時間を求めるため、次のような実験を行った。線源の強度を変化させてカメラのスケーラの計数率( $N$ )を変え、本収集法によって  $64 \times 64 (=4K)$  ワードのコア・メモリーにディジタル画像を蓄積し、全画面の計数率( $M$ )を算出した。Fig. 4 は横軸に  $N$ 、縦軸に  $M/N$  をプロットしたもので、 $N$  は 500 cps より 50,000 cps まで変化した時、 $M/N$  はほぼ 1.0 から徐々に低下し、50,000 cps では 0.65 になる。カメラからの X・Y 信号の各々に対し、ADC を含めた計算機システムが一定の分解時間( $\tau$ )をもつものと仮定して下記の計算式を Fig. 4 の実験値に当てはめた。



**Fig. 4** Data acquisition rate in histogram mode. Ratio of computer collected counts to scaler counts ( $M/N$ ) vs. scaler counts ( $N$ ) are compared with calculated values of  $\tau = 7, 10$  and  $12 \mu\text{sec}$ .

(5)式は観測した計数率 $M$ が一定の分解時間 $\tau$ を有する時に真の計数率 $N$ を求める式であり、(5')式は(5)式より導いたものである。Fig. 4 の実験値にあてはめた曲線は  $\tau=7 \mu\text{sec.}$ ,  $10 \mu\text{sec.}$  および  $12 \mu\text{sec.}$  の場合の  $M/N$  であり、実験値は  $\tau=10 \mu\text{sec.}$  の実験式とよく一致している。したがって H モードによる静的画像の収集では計算機システムの分解時間は  $10 \mu\text{sec.}$  で、(5)式で示した実験式により収集された計数率 ( $M$ ) はスケーラの計数率 ( $N$ )

に換算できる。

#### 4-2 リスト・モード (Lモード) による画像収集

本モードによる収集では2節に述べたごとく、X・Y信号をAD変換して、コア・メモリーに書きこむ時間と書きこまれた一群のコア・メモリー(バッファ・メモリー)の内容を磁気ディスクパックに転送する時間が分解時間に関係する。本モードによる収集の分解時間を求める実験は前節と同様、線源の放射能強度を変え、その時発生するX・Y信号を各々7ビット(128)に変換してバッファ・メモリーに蓄積し、ディスクに転送した。ディスク内の画像データより収集された計数率( $M'$ )をスケーラの計数率( $N$ )の関数として求め、その結果をFig. 5に示した。横軸に $N$ 、縦軸に $M'$ をとると、実線で示される $N=M'$ の直線に比して、 $N$ が10,000cps以下では $M'$ は $N$ よ

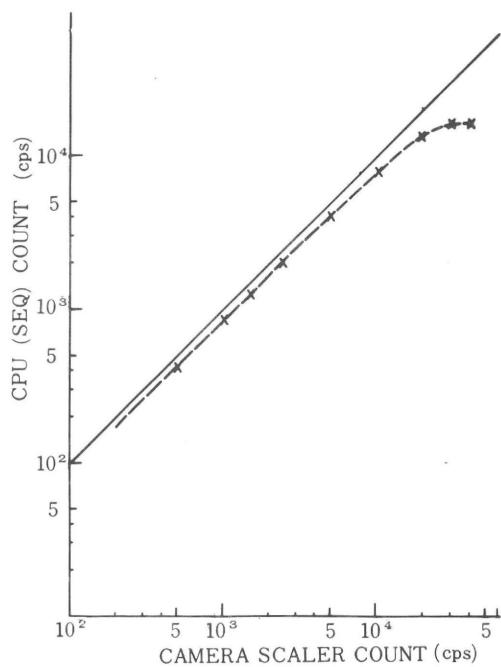


Fig. 5 Data acquisition in list mode. Computer collected counts ( $M'$ ) are plotted against scaler counts ( $N$ ). Ideal characteristics of  $M'=N$  is shown in solid line. Note  $M'$  is always lower than  $N$  and approaches to 16,000cps when  $N$  exceeds about 20,000cps.

り一定の割合だけ少ないだけであるが、 $N>20,000\text{cps}$ になると、 $M'$ は一定値に漸近し、 $N$ が増加しても増加しなくなる。 $M'$ の最大値は約16,000cpsであった。

一方、Fig. 6には横軸に $N$ 、縦軸に $M'/N$ をとり、実測値を $\times$ 印でプロットした。次に実測値を下記の計数式にあてはめた。

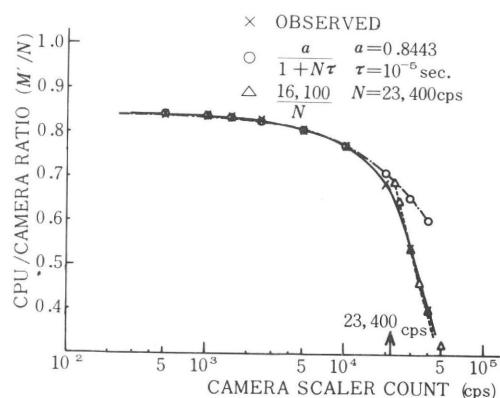


Fig. 6 Ratio of computer collected counts in list mode to scaler counts ( $M'/N$ ) vs. scaler counts ( $N$ ). Calculated values are fitted to the observed values.

$$\frac{M'}{N} = \frac{a}{1 + N\tau} \quad \dots \dots \dots (6)$$

ここで、 $a=0.844$ 、 $\tau=10\mu\text{sec}$  とすると、実測値と計数値は $N \leq 10,000\text{cps}$ で極めてよい一致を示した。計算値はFig. 6の○印で表す。分解時間 $\tau$ は前節のHモードの場合と一致しており、このことはADCの変換時間とコア・メモリーへの書き込み時間が両者でほぼ等しいことを示す。 $a$ は理想的には(5')式と同様に1であるべきであるが、後述する理由で約15%の計数損失を起こしていることが判明した。

次に $N>20,000\text{cps}$ では実測値が(6)式の計算値よりも小さくなるが、その原因是バッファ・メモリーからディスクパックへの転送時間がバッファ・メモリーへのX・Y信号の書き込みに要する時間よりも長くなっている。 $M'$ が最高値16,000cpsに漸近するためと考えられる。そこで $N>20,000\text{cps}$ の場合を次式で表した。

$$\frac{M'}{N} = \frac{16,100}{N} \quad \dots \dots \dots (7)$$

(7)式より計算された値はFig. 6の△印で示され、実測値との一致は良好である。

他方、(6)式を変形すると次の式になる。

(8)式はLモードによって収集された計数率  $M'$  より、  $N$  を求める関係であり、本式の  $M'$  に 16,000cps を代入すると、  $M'$  が最高値に達する  $N$  の最小値を求めることができる。a,  $\tau$  には(6)式と同じ数値を代入すると、

すなわち、カメラのスケーラの計数率  $N$  が 23,400cps に達すると、それ以上に計数率を増加しても収集される計数率  $M'$  は増加しない。この計数率を臨界計数率と呼び  $N_c$  で示す。 (6)式は  $N < N_c$  の場合に成り立つが、実際には  $N < 20,000$  cps としておいた方が安全である。

一方、本モードによってX・Y信号と共にそれらの信号の発生時間(T)をタイマーより得て同時にメモリーに書きこんでおき、データ収集終了後、単位時間間隔毎の像をX・Y信号にもとづいて合成すると、動態画像が得られる。この方法で一定強度の線源に対して100msec.毎の画像を求め、各フレームの全計数値を算出した。この計数値の変動が統計的変動内に入っているか否かを確かめるため、50フレーム分の計数値の平均値、2乗偏差とカイ2乗値を計算した。得られた計数値の平均値は1,100カウント、2乗偏差は980カウント、カイ2乗値は43.0で統計変動内にあることが判った。

#### 4-3 ヒストグラム・モード (Hモード) による動態画像の収集

本収集法では2種類の方法を用いている。第1はコア・メモリーに $32 \times 32 (=1,024)$ ワードの領域を2ヶ所設定し、Hモードにより $32 \times 32$ 画素の画像をまず第1領域に既定の時間間隔だけ収集する。その時間の経過後、画像データの収集は第2の領域にスイッチされ、第1の領域の画像はディスクパックに転送されクリヤーされる。この動作を交互に繰返すことにより一定時間間隔の動態画

像をディスクに蓄積する。第2の方法ではコア・メモリーに  $64 \times 64 (=4,096)$  ワードの領域を1ヶ所設定し、Hモードにより  $64 \times 64$  画素の像を収集するが、一定時間毎に画像データをコア・メモリーよりディスクに転送していく方法である。

前者の方法ではメモリー領域における画像データの収集時間（フレーム時間）がデータのディスクへの転送時間よりも長ければ、転送による計数のばらつきなしに動態画像の収集が可能であるが、後者の場合には $64 \times 64$ の領域 1ヶ所よりデータを転送するので、動態画像の各フレームの計数値に転送によるばらつきが必然的に生ずる。

両方法による動態画像の最小フレーム時間を求めるため、一定強度の線源による画像データを両法により収集し、フレーム時間間隔を変化して各フレームの全計数値を求めた。続いて前節の L モードの動態画像と同様に各フレーム計数値の平均値、2乗偏差およびカイ2乗値を算出した。その結果、前者の方法では時間間隔約 160msec. 以上では各フレームの計数値の変動が統計変動程度であるが、128msec. 以下では変動が統計変動よりも増加することが判った。それは動態画像のフレーム時間が転送に要する時間よりも小さくなり、データ転送中にメモリー領域がスイッチングされるようになり、計数値の変動が増えるためと思われる。

後者ではフレーム時間約 8 sec. 以下の場合、計数値の変動が統計変動よりも大きくなる傾向にあった。すなわち、8 sec. 以上では転送時間による計数値のばらつきが収集された計数値に対して充分小さくなることを示す。

5 討論

遅延線方式シンチレーション・カメラと、その出力情報を収集するオンライン電子計算機システムの計数率特性について総合的に論じた。アンガーワイドシンチレーション・カメラの分解時間について Adams 等<sup>3)</sup>は 2 線源法による測定を行い、各種の分解時間計算式の比較を行った。筆者等の分解時間の決定は 1 ケの線源の強度を変化させ、

田中等の方法<sup>7)</sup>に従って線源強度一計数率特性の直線からのずれを指数関数モデルによりあてはめたものである。アンガー型(遅延線方式を含む)カメラの高放射能強度における計数率特性が最大値に達し、その後減少するという現象は(1)式のような指数関数でなければ説明できない。この特性はある event が一定の *deadtime* を有する時、その *deadtime* 内に発生した次の event が計数されず、しかも同じ *deadtime* をもつ時に生ずる。またカメラの見かけの分解時間に影響するのが NaI 結晶における全検出 event であると仮定し、全 event に対する display event の比 *R* を求め、それを用いた(1)式と実測値との適合は良好であった。実際には Z 信号のうち、波高分析器を通過した display event と、これを通過せず、かつ表示されない event では *deadtime* が異なることが予想されるが、(1)式では両者を含めて見かけの分解時間  $\tau_c$  とした。

*R* は核種、コリメータ、患者部位などによって変化することが予想されるため、実際の臨床で使用される条件下で多重波高分析器による測定を行った。

一方、計算機システム側の分解時間は、カメラから出力される display event の計数率に対して、計算機の記憶装置に収集される計数率の比から求められる。計算機システム側で分解時間に寄与する因子には A-D 変換器の変換時間と記憶装置への書き込み時間の二つがある。また H モードによる静的画像のようにカメラからのデータ収集中はコア・メモリーから外部記憶装置にデータ転送を行わない時と L モードによる収集および H モードによる動態画像のように、データ転送を行う場合があり、後者では外部記憶装置への転送速度が問題になってくる<sup>8)</sup>。これらの分解時間に關係する因子は計算機システムのハードウェアによって異なることが予想される。我々のシステムでは A-D 変換器のクロック周波数が 100 MHz でカメラの X・Y 信号に対する変換を 7 ビットとしているので、変換時間は最大 2  $\mu$ sec. であるが、INC 装置による H モードの書き込みおよび SEQ 装置による

L モードの書き込み共、約 8  $\mu$ sec. を必要とするので、display event 1 ケに対しコア・メモリーに書き込むための時間は合計 10  $\mu$ sec. 程度となる。4 節に示した実験結果から両モード共、分解時間  $\tau = 10 \mu$ sec. を得ていることは上の考察とも一致している。また変換時間は X・Y 信号の大きさによつて異なるが、書き込み時間に比して小さいので、分解時間は 10  $\mu$ sec. として妥当と考えられる

L モードによる書き込みに見られた約 15% の計数損失 [(6)式の *a*] の原因を調べるために、カメラのコリメータをはずし、flood の条件で計数した場合とコリメータを装着して点状の線源を計数した場合について実験した。その結果、前者の場合は *a* = 0.85 (15% の損失) であったが、後者では *a* = 1.0、すなわち損失がないことが判った。この実験からコリメータをはずした状態では、NaI(Tl) 結晶の周辺部で得られる X、Y 信号、特に X、Y = 0 の信号が SEQ 装置によって収集されないために計数損失がおこり、コリメータを装着した場合にはそのような状態が発生しないため損失をおこさないことが明らかになった。したがって臨床例では(6)式において *a* = 1.0 としてとりあつかえることになる。

更に(5)および(6)式より明らかなように計算機側の分解時間はカメラの場合と異なり、通常の一定 *deadtime* のモデルで表されることが判った。このモデルは event が一定 *deadtime* を有する時、その *deadtime* 内に発生した event が計数されず、*deadtime* ももたない場合に成り立つ。ただし、カメラの分解時間を表す(1)式も  $\tau_c N_c < 1$  では第 1 近似として(5)式と等しくなる [(4') 式参照]。

他方、L モードにおけるバッファ・メモリーから磁気ディスクへの転送速度は本モードによる収集可能な最高計数率を規定している。この速度も計算機システムによって異なるが、我々のシステムでは前述のごとく最高計数率を 16,000 cps とすると、バッファ・メモリーを 2,000 ワードにとっているので、一回の転送時間は 2,000/16,000 = 125 msec. となる。それに対し、コア・メモリーからディスクパックへの書き込み速度は我々の場

合, 54,400ワード/sec. であるので, 2,000ワードの書き込みには約40msec. 必要である上, ディスクの seek time が平均80msec. であるので合計約120msec. となる. この結果2,000ワード/バッファとしたLモードの実測結果とよく一致する. 本モードによる収集可能な最高計数率はバッファ・メモリーの容量, seek time および書き込み速度の関数となり別に詳細な解析を行う.

Hモードによる動態画像の場合は2ヶのメモリー領域をもち, 交互にデータ収集と転送を繰返す方法では最小フレーム時間は約160msec. であった. これは1,024ワードの画像データをディスクに転送しクリヤーするに要する時間で規定される. データの転送に要する時間はディスクのseek time 80msec. 書込み速度 20msec. とデータをクリヤーする時間および上記のプログラムの実行に要する時間を合計して 110~120msec. となろう. 一方  $64 \times 64$  の1ヶのメモリー領域からデータを転送する場合には1フレームの計数値の変動は約8 sec. 以上のフレーム時間でないと, 統計変動に比して無視し得なくなる. したがって本法は8 sec. 以上のフレーム時間のデータに対して利用できることになる.

## 6 結 言

遅延線方式シンチレーション・カメラとオンライン計算機を用いたシステムの計数率特性について次のとき結論を得た.

1. カメラの計数率特性は指数関数特性で表され, カメラのNaI結晶で検出された全eventに対して見かけの分解時間が生ずると仮定することが合理的である.

2. 表示されるeventと全eventの比Rがカメラの分解時間に関係する.

3. 計算機システムの計数率特性はヒストグラム・モード(Hモード)による静的画像収集と動態画像収集およびリスト・モード(Lモード)による収集の3つの場合を考察した.

4. Hモードによる静的画像収集ではカメラのスケーラの計数率に対し, AD変換およびコア・

メモリーへの書き込みに要する時間  $10\mu\text{sec}$ . の一定deadtimeをもつ式を用いて, 実測値が良好にあてはめることができた.

5. Hモードによる動態画像の場合, 画像データの収集は上と同じ分解時間で行われるが, コア・メモリーからディスクへのデータ転送速度によって動態画像の最小フレーム時間が決められる.

6. Lモードによる収集ではスケーラの計数率が約20,000cps以下ではHモードの収集と同様に  $10\mu\text{sec}$ . の一定deadtimeの式で表されるが, それ以上では収集される計数率は約16,000cpsに飽和してしまう. その原因はコア・メモリーからディスクへのデータ転送速度によって制限されるためである.

7. カメラの分解時間の減少のためには遅延線の遅延時間の短縮を試みることが必要であり, 計算機システムではより高速なAD変換器, 記憶装置およびディスクの設置が必要である.

8. 本報の解析は通常のアンガーモードの位置計算回路をもつカメラにもあてはまるものと思われる.

## 謝 辞

終始, 御指導を賜わった物理第一研究室長田中栄一博士に深謝する. 本研究は厚生省がん研究助成金の御援助を頂いており, 班長梅垣洋一郎部長に感謝する. また実験に際し御協力を頂いた臨床第3研究室長有水 昇博士に感謝する.

## 文 献

- 1) Jones, R.H., Bates, B.B., Goodrich, J.K., and Harris, C.C.: Basic considerations in computer use for dynamic quantitative radionuclide studies. Proceedings of Second Symposium on Sharing of Computer Programs and Technology in Nuclear Medicine, USAEC, p. 133, 1972.
- 2) Jones, R.H., Grenier, R.P., and Sabiston, Jr., D.C.: Description of a new high count-rate gamma camera system (IAEA-SM-164/122). Medical Radioisotope Scintigraphy, 1: 299, IAEA, Vienna, 1973.
- 3) Adams, R. and Zimmerman, D.: Methods for calculating the deadtime of Anger camera sys-

- tems. *J. Nucl. Med.*, **14**: 496, 1973.
- 4) Tanaka, E., Hiramoto, T. and Nohara, N.: Scintillation cameras based on new position arithmetics. *J. Nucl. Med.*, **11**: 542, 1970.
- 5) Iinuma, T.A., Tanaka, E., Hiramoto, T., Ishihara, T., Matsumoto, T., Fukuhisa, K. and Yashiro, S.: An on-line computer system for data acquisition, processing and display of the radioisotope image. Quantitative Organ Visualization in Nuclear Medicine edited by P.J. Kenny and E.M. Smith, Univ. of Miami Press, Florida, USA, p.449, 1971.
- 6) 福久健二郎: 放医研のオンラインシステムについて (I), (II), (III) 放射線科学, 5, 6, 7, 1970.
- 7) Tanaka, E., Nohara, N., Kumano, N. and Kakegawa, M.: A large-area highresolution scintillation camera based on delay-line time conversion (IAEA-SM-164/105). *Medical Radioisotope Scintigraphy*, **1**: 169, IAEA, Vienna, 1973.
- 8) Budinger, T.F.: Clinical and research quantitative nuclear medicine system (IAEA-SM-164/161). *Medical Radioisotope Scintigraphy*, **1**: 501, IAEA, Vienna, 1973.

## Summary

### Resolving Time of Scintillation Camera-Computer System and Methods of Correction for Counting Loss

#### I. Mesurement of Resolving Times of a Delay-Line Type Camera and an On-Line Computer System

Kenjiro FUKUHISA, Takeshi IINUMA and Toru MATSUMOTO

*National Institute of Radiological Sciences, Anagawa, Chiba-shi, JAPAN (280)*

In quantitative dynamic studies, a scintillation camera is widely used with an on-line computer system or a data processor of fixed-program. However, dynamic data are often inaccurate due to a considerable amount of resolving time inherent in the camera and in the data processing system. We have determined the resolving times of a delay-line type scintillation camera and an on-line computer system (TOSBAC 3400 Model 31 DAC system) separately. Counting-rate characteristics of the camera was measured against varying amount of a radioactive source, and fitted by exponential function by which the resolving time of

$5.5\mu\text{sec}$  was determined. Data acquisition rate of the computer system was investigated in terms of display counting-rate of the camera. An equation of constant deadtime was well fitted to experimental acquisition rate which gave a system resolving time of  $10\mu\text{sec}$ . In dynamic image data, the data transfer speed from core memory to magnetic disc was the limiting factor for the highest counting-rate and for the smallest time of each frame. Finally, possibilities are suggested for the improvement in high counting-rate performance of the camera-computer system.