



Title	Delay-lineを用いたガンマカメラの性能に関する基礎的研究
Author(s)	松本, 政典
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1973, 33(1), p. 31-43
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19945
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

Delay-line を用いたガンマカメラの性能 に関する基礎的研究

(昭和47年9月3日受付)

熊本大学医学部放射線医学教室 (主任 片山健志教授)

松 本 政 典

Fundamental Study on the Performance of Gamma Camera Based on Delay-line Time Conversion

Masanori Matumoto

Department of Radiology, Kumamoto University Medical School, Kumamoto

(Director: Prof. Kensi Katayama)

Research Code No.: 705

Key Words: Delay-line gamma camera, Scinti camera, Resolution, Detectability

The fundamental performance (uniformity, linearity, and potential resolution) and detectability of space occupying lesion of the delay-line gamma camera were studied.

Uniformity: The uniformity of sensitivity was $\pm 10\%$ within 22.5 cm diameter along X and Y axis of the crystal area.

Linearity: The distortion was observed on the rim around the crystal; however, linearity was good on the useable field.

Potential resolution: Potential resolution on the face of collimator were 4, 8, and 10 mm as to the pinhole, 4000 hole, and 1000 hole collimator, respectively. The resolution of the pinhole collimator was best of the three, but the imaging speed was slowest of them. The resolution of the all collimators fell off in proportion to the source-collimator distance.

Detectability of space occupying lesion: An experiment was done using four kinds of nuclide (^{99m}Tc , ^{203}Tl , ^{131}I , and ^{198}Au). Detectability of ^{99m}Tc was best of the four nuclides. In a water phantom of 5 cm deep, spherical defect of 1.0 cm diameter was detected at the phantom surface, and 1.5 cm diameter at the phantom bottom as for ^{99m}Tc . In a water phantom of 10 cm deep, defects of 1.5 cm and 3.0 cm diameter were detected at the phantom surface as well as bottom.

I 緒 言

近年、放射性同位元素（以下R I と略す）を利用した診断法が急速な進歩をとげていることは周知のとおりであるが、特に臓器スキャンニングは

核医学の中でも主要な位置を占めており、この方面の進歩は放射線測定装置の開発、進歩と種々の放射性医薬品の開発におうところが大きい。

臓器スキャンニング、すなわち、R I の体内分

布状態を測定して二次元的な画像として記録し、人間の視覚にうつたえる装置として広く用いられているものに、シンチレーションスキャナーとシンチレーションカメラとがある。シンチレーションカメラはガンマカメラとも呼ばれ、種々の原理に基づくものがあるが、1956年に Anger¹⁾ によって開発された アンガー型 のガンマカメラが、現在、静止形 R I イメージング装置として最も広く臨床検査に用いられている。

最近ではガンマカメラのイメージの電子計算機等による画像処理に関する研究²⁾⁵⁾⁶⁾⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹⁴⁾¹³⁾²¹⁾²²⁾²⁶⁾²⁷⁾が広く行なわれている。すなわち、R I イメージはガンマカメラの感度の不均一性や打点の統計的変動やコリメータの分解能などによるぼけを含んだ質の悪い画像であるので、R I イメージを人間の眼に分かりやすい像として表示するために、均一性の補正、スムージング、種々のぼけ修正（逐次近似法、微分演算法、フーリエ変換法等）、コントラスト強調等のデータ処理が行なわれている。

しかし、いかに電子計算機による画像処理を行なつても、ガンマカメラ自身の分解能が悪ければ良好な画像には限界がある。最も望まれる事は、やはり R I イメージング装置の性能向上である。ガンマカメラの性能も年々改良され、特に、分解能の向上⁸⁾¹³⁾¹⁵⁾¹⁶⁾²³⁾²⁴⁾²⁵⁾や有効視野の拡大¹⁸⁾²⁰⁾などの方面で種々の努力がなされている。

ガンマカメラの分解能はコリメータの分解能と検出器の固有分解能との合成されたものである。固有分解能は光電子増倍管の第1ダイノードに達する光電子の統計的変動によつて大きな影響を受ける。この統計的変動の位置信号への影響は位置計算の方法によつてかなり違ってくる。放医研の田中等⁸⁾¹³⁾²³⁾²⁴⁾はガンマカメラの位置分解能がこの位置計算方式に依存する事に着目し、理論的に解明を試み、理想的な位置計算方式を求めて、それを近似的に実現する位置計算回路として delay-line（遅延電線）を用いる delay-line 方式ガンマカメラを開発した。

今回、当病院に上記の delay-line 方式高性能ガ

ンマカメラ、東芝製 GCA-102 型および統計解析装置 USC-1 が設置されたので、delay-line 方式ガンマカメラの性能に関する基礎的実験を行なつた。

II 基本性能に関する検討

静止形 R I イメージング装置の重要な基本性能（物理的特性）として、感度（Sensitivity）、感度均一性（Uniformity）、像の歪みの程度すなわち直線性（Linearity）、エネルギー分解能（Energy resolution）、および位置分解能（Potential resolution）の5つの因子があげられる。これら5つの因子はそれぞれ独立したものではなく、相互に関連性をもっており、ガンマカメラの性能はこれらの因子の総合されたものである。

これらの因子のうちで、感度は使用されているシンチレータの厚さによつて決まり、アンガー型ガンマカメラの場合、検出器には $1/2$ インチ厚の NaI (Tl) 結晶を使用しているので、 γ 線のエネルギーが高くなるに従つてシンチレータ自身の光電検出効率はかなり低下する。临床上、実用的な γ 線のエネルギー範囲は 500keV～50keV 程度であると一般に云われている。これより高いエネルギーの γ 線に対しても原理的にはその使用は差し支えないが、検出効率が悪く、しかも一般に高エネルギー用コリメータとして用いられている1000孔コリメータでも遮蔽能力が悪くなるために適当ではない。またこれより低いエネルギーの γ 線に対しては、検出効率は良くなるけれども、シンチレータ内で光電効果によつて生ずる光の量、すなわち光電子増倍管の第1ダイノードに達する光電子の量が少なくなり、その統計的変動のため分解能が悪くなるので、やはり実用的でない。

エネルギー分解能は、シンチレータと光電子増倍管によつてほとんどその性能は決まってしまう。

以下、delay-line 方式ガンマカメラについて残りの3つの因子、すなわち感度均一性、像の歪みの程度、位置分解能について性能テストを行なつた。

1. 感度均一性

R I の分布状態を正しく描写するためには、検出器のシンチレータのすべての部分において検出感度が均一である事が必要である。もし均一でないならば、得られた R I イメージの信頼性を欠くことになる。

感度均一性を検討するためには、簡単にはコリメータをはずし、点状線源で適当な距離からシンチレータを均一に照射して測定すれば得られる。こうして得られたイメージが画面全体で一定の濃度であれば、均一性は良好であると云える。

実験方法

^{125}I , ^{57}Co , ^{203}Hg , および ^{198}Au の点状線源を検出器から約 3 m 程度の位置において、シンチレータを均一に照射して測定した。測定条件はウインド巾を 5%, 10%, 20%, および 30% と変えて測定し、同時に統計解析装置 USC-1 にてデータ収

集 (ADC 分割方法: 128×128) し、中心軸の X 軸および Y 軸方向の感度分布を求めた。

実験結果

測定結果を Fig. 1, 2, 3 に示す。

γ 線のエネルギーの影響に関しては、 ^{125}I から放出される程度のエネルギーの γ 線および K X 線に対しては均一性は非常に悪く、その他の γ 線に対しては良好であつた。ウインド巾を狭くしても均一性はたいして悪くならなかつた。Fig. 3 はシンチレータの中心軸の X 軸および Y 軸方向の感度分布を示したものであるが、感度のばらつきが $\pm 10\%$ 以下の範囲を有効視野とすると、X 軸、Y 軸方向ともに直径約 22.5 cm であつた。

2. 像の歪みの程度

ガンマカメラで測定された像の形状を見て診断する場合、R I 分布の形状が歪みなく記録される

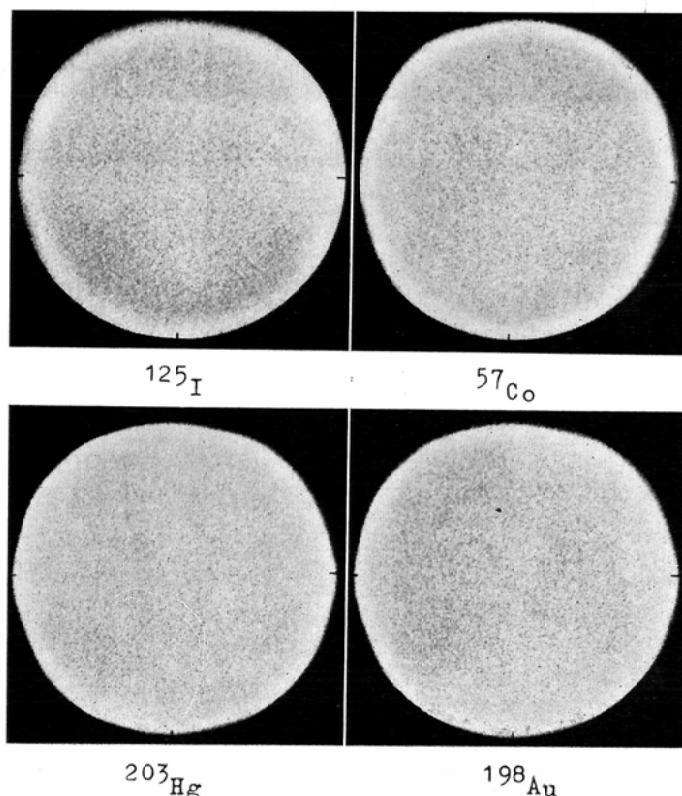


Fig. 1. Scintiphotos showing the uniformity, obtained with ^{125}I , ^{57}Co , ^{203}Hg and ^{198}Au .

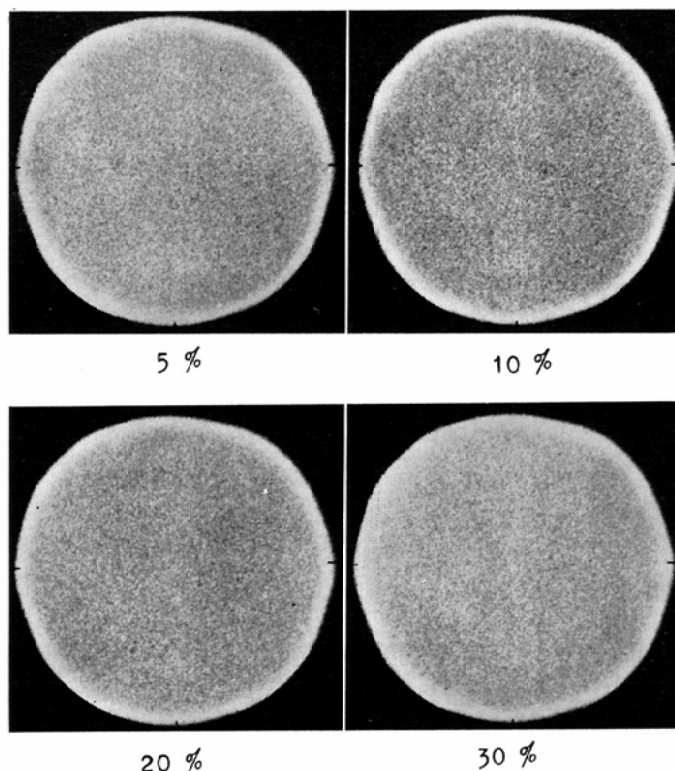


Fig. 2. Scintiphotos showing the uniformity, obtained with window width 5%, 10%, 20% and 30%.

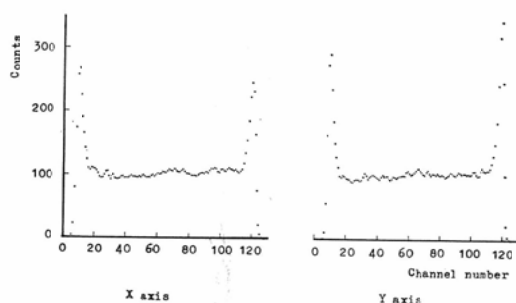


Fig. 3. Uniformities along X and Y axis, obtained with a multichannel pulse height analyzer.

ことも重要な因子である。そこで、直線が正しく直線として描写されるか、また円が円として正しく描写されるかを検討するために、次の実験を行なった。

実験方法

(1) シンチレータ面を充分覆ってしまう程度の広さをもつ、3mm巾のスリットを30mm間隔にあけた鉛パーファントムを作製し、それをシンチレータ面に密着して、約3mの距離におかれた点状線源で一様に照射して測定した。

(2) リング状の線源または鉛ファントムを作るのはかなり手間がかかるので、簡単に点状線源をレコードプレーヤのターンテーブルの上に乗せて回転させ、ピンホールコリメータを取付けて測定した。

実験結果

結果を Fig. 4, 5 の写真に示す。

Fig.4より、周辺のエッジ効果の起こっている所では直線性は悪いが、有効視野内ではほとんど直線となつている。Fig. 5より、同心円の場合は全円とも良く再現されているが、Fig. 5 (B) の場

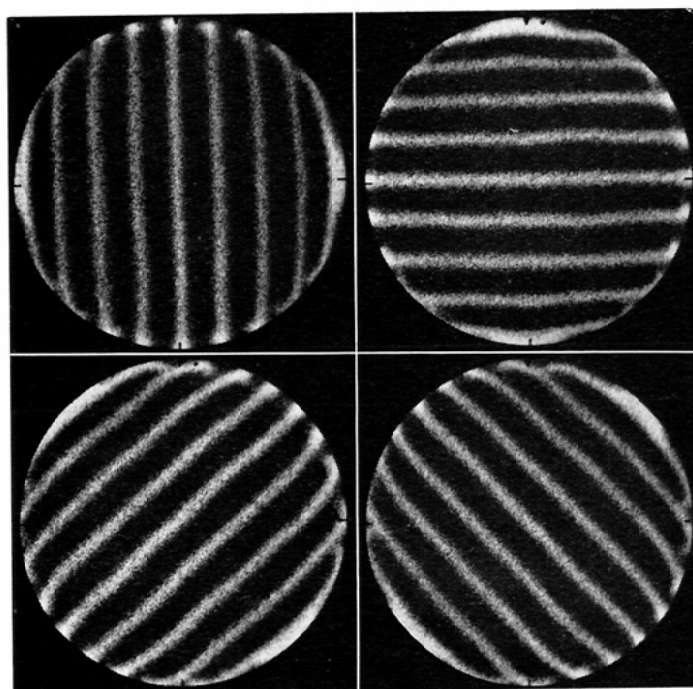


Fig. 4. Scintiphotos showing the linearity, obtained with ^{57}Co (Grid spacing: 30 mm, slit width: 3 mm).

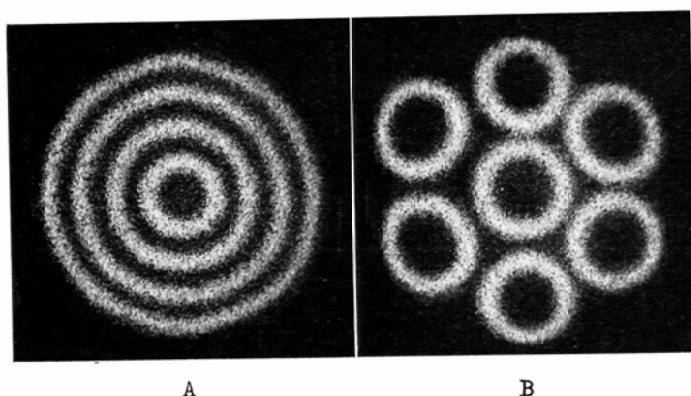


Fig. 5. Scintiphotos of the circular source, using pinhole collimator.

合は周辺部で少し歪みが見られる。

3. 位置分解能

位置分解能とは、近接して置かれた2つの線源を別々のものとして識別し得る能力である。位置分解能は、ガンマカメラの固有分解能、 γ 線のエネルギー、使用するコリメータ、被測定物からコリメータまでの距離等によつて変わる。

a) 固有分解能

検出器の固有分解能は主として光電子増倍管の第1ダイノードに達する光電子の統計的変動に支配され、 γ 線のエネルギーが低くなるほど悪くなる。田中等の報告²³⁾によると、delay-lien方式ガンマカメラの固有分解能は ^{241}Am の放出する γ 線(60keV)で半値巾11mm、 ^{57}Co (122keV)で8

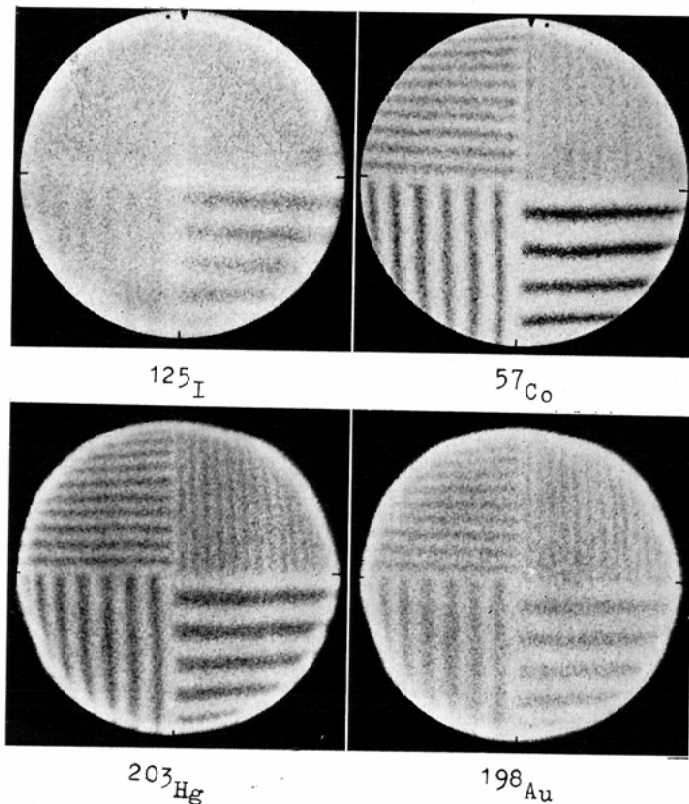


Fig. 6. Scintiphotos showing the intrinsic resolution, obtained with ^{125}I , ^{57}Co , ^{203}Hg and ^{198}Au (Spacing and width of bars: 12, 9, 6 and 4.5 mm).

mm, ^{203}Hg (279keV) で 6 mm, ^{137}Cs (662keV) で 5 mm となつている。また掛川等⁽¹⁸⁾⁽¹⁶⁾⁽²³⁾によると, ^{57}Co の γ 線で鉛パーファントムの 4.5mm 間隔まで分解したと報告している。今回は著者等も検出器の固有分解能のテストによく用いられる鉛パーファントムを用いて検討した。

実験方法

鉛片の巾および配列間隔が 4.5mm, 6.0mm, 9.0mm, および 12.0mm の鉛パーファントムを作製し, それをシンチレータ面に密着し, 点状線源で均等に照射して測定を行なつた。用いた核種は ^{125}I , ^{57}Co , ^{203}Hg , ^{198}Au である。

実験結果

結果を Fig. 6 の写真に示す。

^{57}Co の γ 線によつては 4.5mm 間隔がやつと分解され, ^{203}Hg の γ 線によつては 4.5mm 間隔も充分

に分解されており, ^{198}Au の γ 線によつては鉛片を透過する γ 線の数が増して像が見にくくなつてゐるが, 4.5mm 間隔も充分に分解された。しかし, ^{125}I の γ 線および KX 線によつては 9 mm 間隔がやつと分解された。

b) line source による総合的な位置分解能

コリメータを取り付けた場合の総合的な位置分解能について, line source を用い, 稲倉の方法⁽¹²⁾に従つて次の点について検討した。用いたコリメータはピンホールコリメータ (穴の直径: 6 mm, タングステン製), 4000 孔コリメータ (穴の直径: 3 mm, 厚さ: 45mm, タングステン製), 1000 孔コリメータ (穴の直径: 6 mm, 厚さ: 75mm, 鉛製) である。

- (1) γ 線のエネルギーと分解能の関係
- (2) コリメータから線源までの距離と分解能

の関係。

(3) コリメータの種類による分解能の相異。

(4) コリメータと線源の間の吸収体の厚さと分解能の関係。

実験方法

テストチャートとして、内径0.5mmのポリエチレンチューブに 300～500 μ Ci の R I を封入した line source を Fig. 7 に示す様に並べたものを作製し

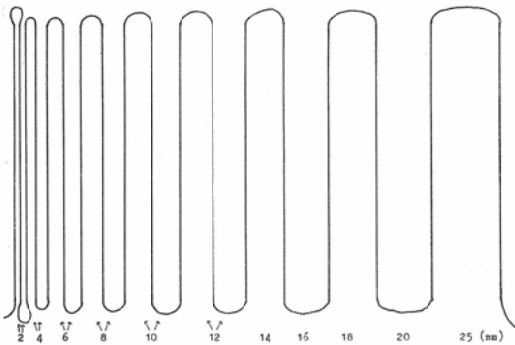


Fig. 7. Schema of line-source phantom.

た。このテストチャートを用いて上記の4項目について実験を行なった。用いた核種は ^{99m}Tc , ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au の4種類である。(4)については、0.5cmおよび1.0cm厚のアクリル板を1.0～10.0cmの厚さに重ねてテストチャートとコリメータの間に挿入し、テストチャートとコリメータの距離は10cmに保つて、 ^{203}Hg について検討した。判定の方法は、統計解析装置 USC-1にて4分～8分間データ収集し、その像を USC-1 の CRT に呼び出し、肉眼で識別しうる最小間隔を求めた。ただし、コントラスト強調は行なつたが、その他の各種データ処理は行なっていない。必要に応じてカメラ像もポラロイドフィルムに撮影した。

実験結果

実験結果を Fig. 8, 9, 10, 11 に示す。横軸にコリメータからテストチャートまでの距離を、縦軸に分解能を示してある。

(1) γ 線のエネルギーと分解能の関係

ピンホールコリメータについては、Fig. 8 に示す様に、エネルギーが高くなるに従つて分解能は低

下したが、その差はわずかなものであつた。4000 孔コリメータについては、Fig. 9 に示す様に、 ^{99m}Tc および ^{203}Hg の γ 線に対してはその差を認めないが、 ^{131}I の様に γ 線のエネルギーが高くなつてくると、コリメータの孔の隔壁の遮蔽が悪くなり急に低下した。1000 孔コリメータについては、Fig. 10 に示す様に、4 種の γ 線に対してその差を

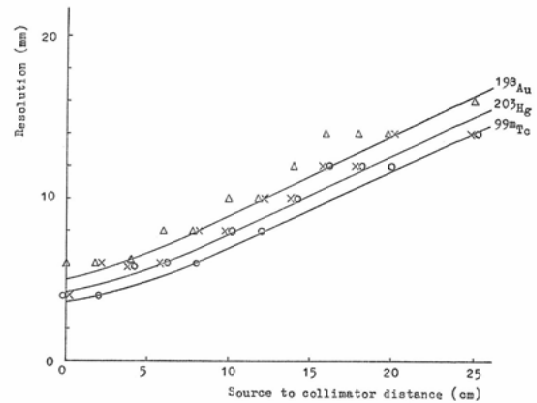


Fig. 8. Resolution of ^{99m}Tc , ^{203}Hg and ^{198}Au line source with pinhole collimator (o: ^{99m}Tc , $\times$: ^{203}Hg , Δ : ^{198}Au).

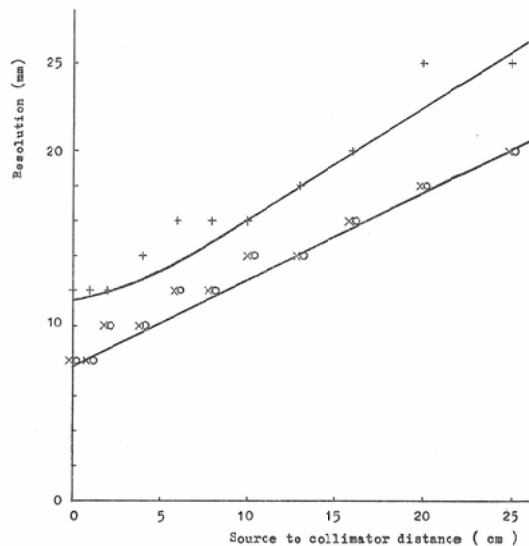


Fig. 9. Resolution of ^{99m}Tc , ^{203}Hg and ^{131}I line source with 4000 hole collimator (o: ^{99m}Tc , $\times$: ^{203}Hg , +: ^{131}I).

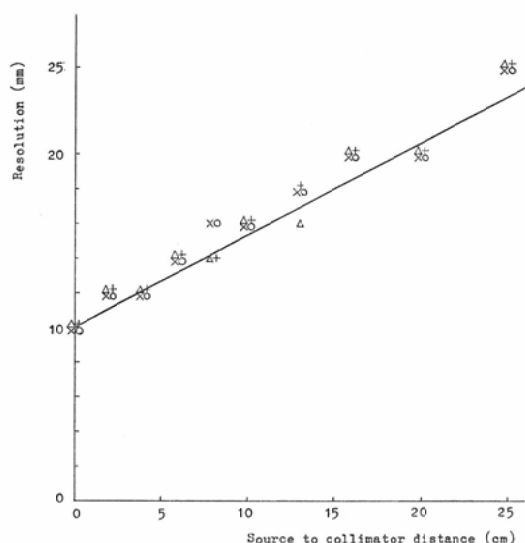


Fig. 10. Resolution of ^{99m}Tc , ^{203}Hg , ^{131}I and ^{198}Au line source with 1000 hole collimator (o: ^{99m}Tc , $\times$: ^{203}Hg , $+$: ^{131}I , Δ : ^{198}Au).

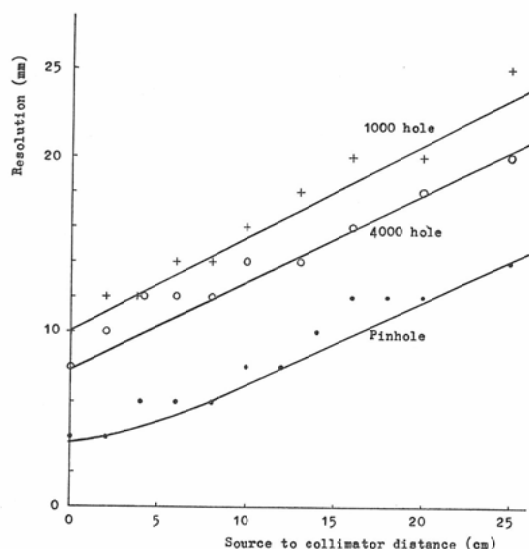


Fig. 11. Resolution of line source with pinhole (^{99m}Tc), 1000 hole (^{131}I) and 4000 hole collimator (^{99m}Tc).

認めなかつたが、 ^{198}Au の γ 線の場合、コリメータの孔の隔壁を透過した γ 線の影響で像が少し見づらくなつた。

(2) コリメータから線源までの距離と分解能

の関係。

Fig. 8, 9, 10に示す様に、いずれのコリメータを用いた場合でも、コリメータと線源間の距離が大きくなるに従つて、分解能は低下した。たとえば、ピンホールコリメータの場合、コリメータ表面で最小4 mm, 5 cmの距離で6 mm, 10 cm距離で8 mmまで分解した。4000孔コリメータでは、コリメータ表面で8 mm, 10 cmの距離で14 mm, 20 cmの距離で18 mmまで分解し、1000孔コリメータでは、表面で10 mm, 10 cmの距離で16 mm, 20 cmの距離で20 mmであつた。

(3) コリメータの種類による分解能の相異。

Fig. 11に示す様に、ピンホールコリメータの分解能が1番優れており、次いで4000孔コリメータ、1000孔コリメータの順であつた。

(4) コリメータと線源の間の吸収体の厚さと分解能の関係。

吸収体の厚さが厚くなつても分解能の低下はあまり認められず、わずかなものであつた。ただし、計数率は吸収体の厚さが増すにつれて急速に少なくなり、撮影に要する時間が非常に長くなつた。

III 陰影欠損の検出能

一般に、R I イメージング検査において、R I が分布している中の欠損部すなわち negative shadowの検出は、R I が集積している positive shadowの検出に比べてかなり困難である。そこで、陰影欠損の検出能について、 γ 線のエネルギーおよび欠損の存在する深さによつてどの程度の陰影欠損を検出できるかを検討した。

実験方法

縦20 cm, 横15 cm, 深さ5 cmおよび10 cmの R I を混入した2種類の水ファントムの中に直径1.0 cm, 1.5 cm, 2.0 cm, 2.5 cm, および3.0 cmの球を Fig. 12に示す様に並べ、種々の深さに沈めて測定した。用いた核種は ^{99m}Tc , ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au の4種類で、 ^{99m}Tc , ^{203}Hg には4000孔コリメータおよび1000孔コリメータを、 ^{131}I , ^{198}Au には1000孔コリメータを使用し、コリメータとファントムの表面間の距離は1.5 cmとした。USC-1にデータ収集

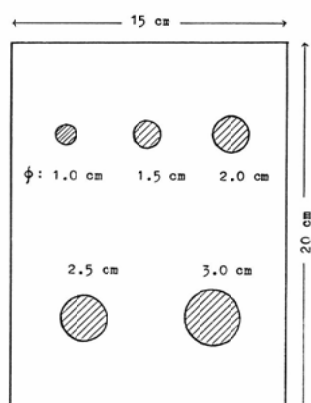


Fig. 12. Schema of phantom used for measurement of detectability of space occupying lesion.

シ (ADC分割: 64×64), CRT上で陰影欠損を入れない場合の像と比較して判定した. この場合も, 各種データ処理は行なわずコントラスト強調だけ行なった.

実験結果

結果を Table. 1, 2 に, USC-1 による digital image の例を Fig.13 に示す.

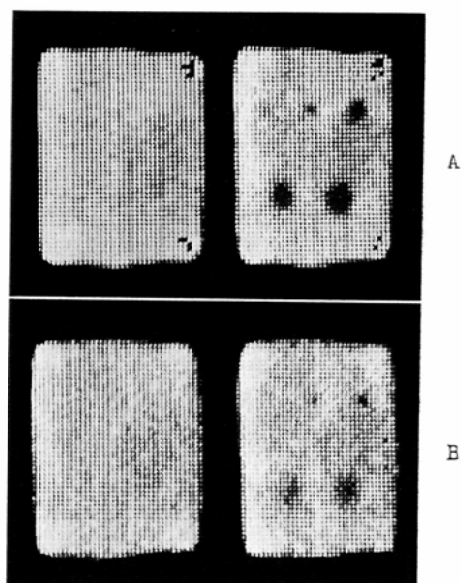


Fig. 13. Digital images of phantom obtained with ^{99m}Tc by USC-1 (Spherical tumor models were placed at the phantom surface.) A: Phantom of 5 cm deep, B: Phantom of 10 cm deep (Left: without defect, right: with defect).

Table. 1. Detectability of spherical tumor models in water phantom
(Phantom of 5cm deep)

R: Diameter of sphere in cm, D: Depth of center of tumor in cm
+ : Detectable, ± : Suspectable, - : Nondetectable

		^{95m}Tc					^{203}Hg					^{131}I					^{198}Au				
	$\begin{array}{c} \text{D} \\ \text{R} \end{array}$	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0
1000 hole collimator	$\begin{array}{c} 0.5 \\ \sim 1.5 \end{array}$	$\begin{array}{c} + \\ \pm \end{array}$	+	+	+	+	$\begin{array}{c} + \\ \pm \end{array}$	+	+	+	+	$\begin{array}{c} + \\ \pm \end{array}$	+	+	+	+	-	+	+	+	+
	1.0	$\begin{array}{c} + \\ \pm \end{array}$	+	+			$\begin{array}{c} + \\ \pm \end{array}$	+	+			$\begin{array}{c} + \\ \pm \end{array}$	+	+			-	$\pm$	+		
	2.0	$\pm$	+	+	+	+	$\pm$	+	+	+	+	-	+	+	+	+	-	-	+	+	+
	3.0	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+	-	-	+	+	+
	$\begin{array}{c} 4.5 \\ \sim 3.5 \end{array}$	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+	-	-	+	+	+
4000 hole collimator	$\begin{array}{c} 0.5 \\ \sim 1.5 \end{array}$	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+										
	1.0	+	+	+			+	+	+												
	2.0	$\pm$	+	+	+	+	$\pm$	+	+	+	+										
	3.0	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+										
	$\begin{array}{c} 4.5 \\ \sim 3.5 \end{array}$	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+										

Table. 2. Detectability of spherical tumor models in water phantom
(Phantom of 10 cm deep)

R: Diameter of sphere in cm, D: Depth of center of tumor in cm

+ : Detectable, ± : Suspectable, — : Nondetectable

		^{99m} Tc					²⁰³ Hg					¹³¹ I					¹⁹⁸ Au				
	D \ R	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0
1000 hole collimator	0.5 ~ 1.5	±	+	+	+	+	—	±	+	+	+	—	±	+	+	+	—	±	+	+	+
	2.5	—	±	+	+	+	—	—	+	+	+	—	—	±	+	+	—	—	+	+	+
	5.0	—	—	±	+	+	—	—	±	+	+	—	—	—	+	+	—	—	—	+	+
	7.5	—	—	—	+	+	—	—	—	+	+	—	—	—	—	+	—	—	—	—	±
	9.5 ~ 8.5	—	—	—	±	+	—	—	—	—	±	—	—	—	—	±	—	—	—	—	—
4000 hole collimator	0.5 ~ 1.5	±	+	+	+	+	—	±	+	+	+	/					/				
	2.5	—	+	+	+	+	—	—	+	+	+										
	5.0	—	—	+	+	+	—	—	±	+	+										
	7.5	—	—	±	+	+	—	—	—	+	+										
	9.5 ~ 8.5	—	—	—	±	+	—	—	—	—	±										

R I 溶液の厚さが5 cmの場合：^{99m}Tc を4000孔コリメータを用いて測定した場合は、ファントム表面で直径1.0 cmの球を検出することができた。²⁰³Hg を4000孔コリメータで測定した場合も同様であった。^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹³¹I を1000孔コリメータで測定した場合でも、直径1.0 cmの球がコリメータの孔の真下に来たときはファントム表面で検出できたが、孔と孔の隔壁の下に来たときは不明瞭であった。^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹³¹I では直径1.5 cmの球をファントムの底まで検出できた。¹⁹⁸Au では表面近くで直径1.5 cmの球を検出し、底で直径2.0 cmの球を検出できた。

R I 溶液の厚さが10 cmの場合：^{99m}Tc を4000孔コリメータで測定した場合が最も検出能が良く、直径1.5 cmの球を深さ2.5 cmまで、直径2.0 cmの球を深さ5 cmまで、直径2.5 cmの球を底近くまで検出できた。²⁰³Hg の場合は、1000孔、4000孔コリメータともその差をあまり認めず、表面近くで直径2.0 cmの球を、直径2.5 cmの球を7.5 cmの深さまで検出できた。¹³¹I では、表面で直径2.0 cmの球を、直径2.5 cmの球を深さ5 cmまで、直径3.0

cmの球を底近くまで検出できた。¹⁹⁸Au の場合は、直径2.0 cmの球を深さ2.5 cmまで、直径3.0 cmの球を深さ5 cmまで検出し、深さ7.5 cmで欠損を疑うことができる程度の像を得た。

IV 考 按

感度均一性については、感度のばらつきの±10 %以下を有効視野とした場合、その直径はX軸、Y軸方向ともに約22.5 cmであり、かなり良好であった。本装置は直径29.2 cmのシンチレータを用いているのでこれが限界であろう。もし、19本の光電子増倍管の出力にむらがあるとするならば、ウインド巾を狭くして測定したときに19本のうちどれかの出力がその設定したウインド巾からはずれて、均一性が極端に悪くなるはずである。しかし、本装置はFig. 2に示す様にウインド巾が狭くなつても均一性はたいして悪くならなかつた。各光電子増倍管からの出力はかなり良くそろっているものと考えられる。

像の歪みは有効視野内でわずかに見られるが、実用的にはほとんど問題にならない程度である。

固有分解能は、鉛パーファントムを用いて実験

を行なったのであるが、 ^{125}I の放出する γ 線およびKX線 (25keV~35keV) によつては9mm間隔がやつと分解されている程度で、実用的ではない。 ^{57}Co (122keV), ^{203}Hg (279 keV), ^{198}Au (412 keV) の γ 線では4.5mm間隔まで分解しており、一般に用いられている位置計算方式(マトリックス回路)に比べてかなり良好である。

コリメータを取付けた場合の総合的な位置分解能は、検出器の固有分解能、 γ 線のエネルギー、コリメータ、コリメータから線源までの距離等の因子によつて異なる。

ピンホールコリメータの場合は、 γ 線のエネルギーが高くなるに従つてわずかではあるが分解能は悪くなっている。たとえば、コリメータから6cmの距離で、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg の γ 線では6mm間隔まで、 ^{198}Au の γ 線では8mm間隔まで分解している。この事は、ピンホールの γ 線に対する有効口径が γ 線のエネルギーが高くなるに従つて大きくなるためと考えられる。4000孔コリメータの場合は、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg の γ 線ではコリメータ面で8mm間隔まで分解し、コリメータから5cmの距離で10mm間隔まで、10cmの距離で14mmまで分解しているが、 γ 線のエネルギーがこれより高くなると、コリメータの孔と孔の間の隔壁を透過してシンチレータまで達する γ 線の数が増し、その影響を受けて分解能は低下する。たとえば、 ^{131}I の364keV γ 線に対してはコリメータ表面で12mm, 5cmの距離で14mm, 10cmの距離で16mmの間隔まで分解し、しかもシンチホトは $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg に比べて透過 γ 線の影響で非常に見にくくなった。1000孔コリメータの場合は、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au の4種の γ 線に対して大差なく、コリメータ表面で10mmまで、10cmの距離で16mmまで分解した。ただし、 ^{198}Au の場合は透過 γ 線の影響が少し見られた。

コリメータ別に見れば、 γ 線のエネルギーの如何を問わずピンホールコリメータの分解能が1番優れており、次いで低エネルギーの γ 線に対しては4000孔コリメータで、高いエネルギーの γ 線に対しては1000孔コリメータが優れている。稲倉¹²⁾ は、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ くらいの低エネルギーの γ 線に対して

分解能は4000孔コリメータと1000孔コリメータとの差を余り認めず、4000孔コリメータが低エネルギー γ 線に対して特に有利であるとは云えないと報告している。しかし、著者等が用いた delay-line 方式ガンマカメラでは、上記の様に、低エネルギー γ 線に対しては4000孔コリメータの方が分解能は優れており、4000孔コリメータを用いた方が有利であるという結果を得た。この事は、ガンマカメラの固有分解能が向上したために、4000孔コリメータの性能を充分に発揮させる事ができる様になつたものと考えられる。一方、1000孔コリメータの場合は、コリメータの孔の1つ1つが像として現われ、最小分解間隔は孔と孔の間隔によつて決定される。これはガンマカメラの固有分解能に比べてコリメータの孔と孔の間隔が広すぎるために現われた現象で、Bramlet⁴⁾ や Bonte⁸⁾ 等が述べている様にコリメータを回転させるか、または高エネルギー用高分解能コリメータを開発する事によつて改善されると思われる。

ピンホールコリメータは、分解能は上記の様に非常に良いが他のコリメータに比べて感度が非常に悪く4倍~6倍の測定時間を必要とするし、厚い臓器に対しては幾何学的に歪みを生ずるという欠点がある。

分解能はいずれのコリメータについても、コリメータから離れるに従つて低下してくる。また、吸収体の影響については、計数率が著るしく少なくなり撮影に要する時間が非常に長くなつたが、分解能はあまり悪くならなかつた。この事は Westerman²⁹⁾ や 稲倉¹²⁾ 等が述べている通りである。

陰影欠損の検出能については、深さ5cmおよび10cmの水ファントムに直径1.0cm~3.0cmの球を種々の深さに沈め $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au を用いて検討した。その結果によると、厚さ5cmのファントムの場合、4000孔コリメータでは $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg とともにファントム表面で直径1.0cmの球を検出し、1000孔コリメータでは $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg , ^{131}I で球がコリメータの孔の真下にあるときは直径1.0cmの球を検出できたが、孔と孔の隔壁の下にあるときは不明瞭であつた。ここにも1000孔コリメー

タの分解能の悪さによる損失が見られる。 ^{198}Au を除いた $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg , ^{131}I で直径1.5cmの球をファントムの底まで検出できた。 ^{198}Au の場合は γ 線のエネルギーが高いために、1000孔コリメータでも隔壁を透過する γ 線の影響を受けて検出能が低下するものと考えられる。厚さ10cmのファントムの場合、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を4000孔コリメータを用いて測定したときが検出能は最も優れていた。 ^{203}Hg では1000孔コリメータ、4000孔コリメータともにその差を認めなかった。

以上の事より、陰影欠損の検出能も $^{99\text{m}}\text{Tc}$ と4000孔コリメータの組み合わせが1番良く、次いで ^{203}Hg と4000孔コリメータ、 ^{131}I と1000孔コリメータ、 ^{198}Au と1000孔コリメータの順であつた。ただし、 ^{203}Hg の場合は4000孔コリメータと1000孔コリメータとの間に大差は認めなかったが、わずかに4000孔コリメータを用いた方が優れていた。しかし、 ^{203}Hg と同じ位のエネルギーの γ 線を放出する ^{75}Se の場合は、400keVの γ 線の影響を受けるので4000孔より1000孔コリメータを用いた方が有利であると思われる。

ガンマカメラの総合的分解能は、主に検出器の固有分解能と使用するコリメータの分解能との合成されたものである。固有分解能を D_i 、コリメータの分解能を D_c とすると、ガンマカメラの総合的分解能 D_o は、 $D_o = \sqrt{D_i^2 + D_c^2}$ で与えられる。固有分解能 D_i は γ 線のエネルギーが高くなるほど小さくなるが、一方コリメータの分解能 D_c は γ 線のエネルギーが高くなるほど大きくなる。著者の実験結果によると、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を用いたときが分解能は最も優れていた。この事より、固有分解能よりもコリメータの分解能の方が総合的分解能に大きく影響しているということが言える。それ故、delay-line方式ガンマカメラの性能を充分発揮させるためには従来用いられてきたコリメータはあまり適当ではなく、高分解能コリメータを開発する必要があると考える。

著者が行なつた実験結果を他の研究者の測定データ^{7)(12)(17)(18)(28)~(31)}と比較してみると、測定方法、判定方法の相異はあるけれども、明らかに delay-

line方式ガンマカメラの方が優れていた。

V 結 語

delay-line方式ガンマカメラの性能、すなわち感度均一性、直線性、位置分解能、陰影欠損の検出能等に関する基礎実験を行ない次のような結果を得た。

感度均一性：均一性 $\pm 10\%$ 以下を有効視野とすると、X軸、Y軸方向ともにその直径は約22.5cmであつた。

直線性：周辺部に歪みがあるが、有効視野内では良好であつた。

固有分解能： ^{57}Co , ^{203}Hg , ^{198}Au の γ 線によつては鉛バーファントムの4.5mm間隔まで分解した。 ^{125}I の γ 線、KX線によつては9mm間隔がやつと分解される程度で、実用的ではなかつた。

総合的位置分解能：ピンホールコリメータでは、コリメータから5cmの距離で6mmまで、10cmの距離で8mmまで分解し、4000孔コリメータでは、コリメータ表面で8mmまで、10cmの距離で14mmまで分解し、1000孔コリメータでは、コリメータ表面で10mm、10cmの距離で16mmまで分解した。コリメータ別にみれば、ピンホールコリメータが1番優れており、次いで4000孔コリメータ、1000孔コリメータの順であつた。しかし、4000孔コリメータの分解能は γ 線のエネルギーが高くなるに従つて急速に悪くなつた。ピンホールコリメータは他のコリメータに比べて感度が非常に悪かつた。コリメータと線源の距離が大きくなるに従つて全コリメータとも分解能は悪くなつた。吸収体の影響については、分解能は低下しなかつたが計数率が著しく少なくなつた。

陰影欠損の検出能：ファントム厚5cmの場合；4000孔コリメータで測定したときは $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg で直径1.0cmの球をファントム表面で検出できた。 ^{198}Au を除いた $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg , ^{131}I で直径1.5cmの球を底まで検出できた。 ^{198}Au では、ファントムの表面近くで直径1.5cmの球を、直径2.0cmの球を底まで検出できた。

ファントム厚10cmの場合：4000孔コリメータで $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を測定したときが最も優れており、直径

1.5cmの球を深さ 2.5cmまで、直径 2.5cmの球を底近くまで検出できた。 ^{198}Au では、直径 2.0cmの球を深さ 2.5cmまで、直径 3.0cmの球を深さ 5.0cmまで検出し、深さ 7.5cmで欠損を疑うことができた。

稿を終るに際し、御指導と御校閲をいただきました片山健志教授に心から感謝いたします。また御助力をいただいた家永正幸技師にも心から感謝いたします。

本論文の要旨は昭和47年2月、第7回九州核医学研究会において発表した。

文 献

- 1) Anger, H.O.: *Ren. Sic. Instr.* 29 (1958), 27—33.
- 2) Ashburn, W.L., Moser, K.M. and Guison, M.: *J. Nucl. Med.* 11 (1970), 680—688.
- 3) Bonte, F.J., Graham, K.D. and Dowdey, J.E.: *Radiology* 98 (1971), 329—334.
- 4) Bramlet, R.C.: *Am. J. Roentgenol.* 109 (1970), 676—681.
- 5) Brown, D.W., Kirch, D.L., Ryerson, T.W., Throchmorton, A.J., Kilbourn, A.L. and Brenner, N.M.: *J. Nucl. Med.* 12 (1971), 287—291.
- 6) Bruno, F.P., Brookeman, V.A. and Williams, C.M.: *Radiology* 96 (1970), 658—661.
- 7) Collica, C.J., Robinson, T. and Hazt, D.B.: *Am. J. Roentgenol.* 100 (1967), 761—765.
- 8) Hiramoto, T., Tanaka, E. and Nohara, N.: *J. Nucl. Med.* 12 (1971), 160—165.
- 9) 久田欣一, 小島一彦: *日本医放会誌*, 31(1971), 640—650.
- 10) 飯沼 武: *医用電子と生体工学*, 7 (1969), 269—280.
- 11) 飯沼 武, 福久健二郎: *日本医放会誌*, 31 (1971), 1270—1285.
- 12) 稲倉正孝: *日本医放会誌*, 29 (1969), 1113—1134.
- 13) 掛川 誠, 熊野信男, 野原功全, 田中栄一, 平本俊行: *核医学*, 8 (1971), 248—248.
- 14) 小島一彦, 久田欣一: *Radioisotopes* 21(1972), 5—9.
- 15) Kulberg, G.H. and N. van Dijk.: *J. Nucl. Med.* 13 (1972), 169—171.
- 16) 熊野信雄: *原子力工業*, Vol. 17, No. 10 (1971), 10—14.
- 17) 栗原重泰, 熊野信雄, 他: *Medical Toshiba Vol.* 3, No. 2 (1970), 3—11.
- 18) 桑原道義: *核医学*, 7 (1970), 26—38.
- 19) Loken, M.K. and Gerding, D.: *Am. J. Roentgenol.* 101 (1967), 551—556.
- 20) Michael, H.: *J. Nucl. Med.* 12 (1971), 93—94.
- 21) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Koda, S.: *J. Nucl. Med.* 9 (1968), 507—516.
- 22) Nagai, T., Fukuda, N. and Iinuma, T.A.: *J. Nucl. Med.* 10 (1969), 209—212.
- 23) Nohara, N., Tanaka, E., Hiramoto, T., Kumano, N. and Kakegawa, M.: *J. Nucl. Med.* 12 (1971), 635—636.
- 24) Tanaka, E., Hiramoto, T. and Nohara, N.: *J. Nucl. Med.* 11 (1970), 542—547.
- 25) 田中栄一: *Radioisotopes* 20 (1971), 58—67.
- 26) 鳥塚莞爾, 浜本 研, 向井孝夫, 森田陸司, 高坂唯子, 鈴木 敏: *日本医放会誌*, 31 (1971), 119—132.
- 27) 鳥塚莞爾, 浜本 研, 向井孝夫, 他: *日本医放会誌*, 31 (1971), 847—858.
- 28) 渡辺克司, 稲倉正孝: *日本医放会誌*, 30(1970), 629—641.
- 29) Westerman, B.R. and Glass, H.I.: *J. Nucl. Med.* 9 (1968), 24—30.
- 30) 安河内浩: *日本医放会誌*, 24(1964), 246—255.
- 31) 安河内浩: *Radioisotopes* 17 (1968), 294—301.