



Title	ガンマカメラの位置分解能および吸収体による散乱線の影響
Author(s)	松本, 政典
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1974, 34(4), p. 229-238
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20006
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

ガンマカメラの位置分解能および 吸収体による散乱線の影響

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

（昭和48年10月19日受付）

（昭和49年2月2日 最終原稿受付）

Spatial Resolution of Gamma Camera and Effect of Scattered Radiation

Masanori Matumoto

Department of Radiology, Kumamoto University Medical School, Kumamoto

(Director: Prof. Kenshi Katayama)

Research Code No.: 705

Key Words: Resolution, Gamma camera, Scattered radiation

Potential resolution of the delay-line gamma camera (TOSHIBA, GCA-102) and effect of scattered radiation by absorbing substance on the resolution were studied.

The resolution of ^{99m}Tc with 4000 hole collimator was the best of others, in the air. The resolution distance (FWHM) of ^{99m}Tc obtained with 4000 hole collimator were 8.4 mm on the surface of collimator and 11.9 mm at the distance of 10 cm between source and collimator in the X-direction, and 7.8 mm and 11.6 mm in the Y-direction respectively. Similarly, as to ^{203}Hg , the FWHM were 8.2, 13.2, 7.0 and 13.0 mm, respectively. The FWHM of ^{198}Au by the use of 1000 hole collimator at the distance of 5, 10 and 20 cm were 14, 18 and 26 mm in the X-direction, and 13, 17 and 26 mm in the Y-direction. The resolution in the Y-direction was better than that in the X-direction.

When the absorbing substance was placed between the source and collimator face, the resolution fell off by the effect of scattered radiation. The ratios of the FWHM in the absorber of 5 cm thickness to the one in the air were 1.15, 1.13, 1.07 and 1.04 for the 40, 30, 20 and 10 % photopeak window, respectively.

I. 緒 言

Anger¹⁾ によつて開発されたガンマカメラは最近、静止形 R I イメージング装置として広く臨床検査に使用されている。この方式のガンマカメラに関して、性能改良の面でも種々の努力がなされ、特に分解能の向上⁵⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾¹⁹⁾²¹⁾や有効視野の拡

大⁶⁾¹⁷⁾などの方面で大きな成果が上げられている。

我々は1971年より、田中ら⁸⁾¹⁹⁾²¹⁾によつて開発された delay-line 方式高性能ガンマカメラを使用し、R I イメージングを行なつており、その装置の基本的性能に関してはすでに報告¹⁴⁾した。その

中で総合的位置分解能に関しては視覚的に識別できる最小間隔を求めて判定した。本論文では、データ処理装置 USC-1 を利用し、総合的位置分解能の定量的な評価ならびに位置分解能に対する吸収体による散乱線の影響について実験を行なったので、その結果について報告する。

II. 実験材料および方法

A. 実験材料

ガンマカメラ：Delay-line ガンマカメラ GCA-102 (東芝製)

コリメータ：4000孔 (孔の直径：3 mm, 厚さ：45mm, タングステン製), 1000孔 (6 mm, 75mm, 鉛製)

線源：12×8.5cm² の平面線源。内径 0.6mm のポリエチレンチューブに RI を密封しアクリル板に固定した線状線源。

RI：^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹³¹I, ¹⁹⁸Au

吸収体：アクリル板。

データ処理装置：USC-1 (記憶容量：4 K)
(東芝製)

B. 実験方法

1. ガンマ線エネルギースペクトル

テスト用平面線源とコリメータ面との距離を11 cmに保ち、吸収体が無い状態および、厚さ 2.5 cm, 5.0 cm, 7.5 cm, 10 cm のアクリル板を吸収体として挿入した状態で、ガンマカメラの Z 信号をデータ処理装置 USC-1 に入力し、USC-1 を 256 チャンネル多重波高分析器として利用し、ガンマ線スペクトルの測定解析を行なった。

2. 総合的位置分解能

線状線源を検出器の中心軸上にコリメータ面と平行に置き、線源とコリメータとの距離を変化させて空中および吸収体が存在する場合の総合的位置分解能の測定を行なった。ガンマカメラの XY 信号を USC-1 に入力し、twin ADC にて 256×32 および 32×256 に分割して X 軸および Y 軸方向について line spread function を求め、これより位置分解能として検出器の中心附近10カ所の半値幅 (FWHM) を算出し、その平均値を求めた。

空中での位置分解能は、^{99m}Tc, ²⁰³Hg に対して

は4000孔および1000孔コリメータ、¹³¹I, ¹⁹⁸Au に対しては1000孔コリメータについて、コリメータと線源間の距離をそれぞれ 0, 2.5, 5, 10, 15, 20 cm に変化させて測定した。

吸収体が存在する場合の位置分解能は、^{99m}Tc を用い、4000孔および1000孔コリメータについて、吸収体の厚さとコリメータから線源までの距離は等しく 2.5, 5.0, 7.5, 10 cm にして測定し、window 幅10, 15, 20, 25, 30, 40% に対し X 軸方向について検討した。

III. 実験結果

1. ガンマ線エネルギースペクトル

^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹⁹⁸Au のγ線について、吸収体の厚さを 0, 2.5, 5.0, 7.5, 10 cm にしたときのガンマカメラによるエネルギースペクトルの測定を行なった。吸収体厚 0, 5, 10 cm のときのスペクトルを Fig. 1 に示す。

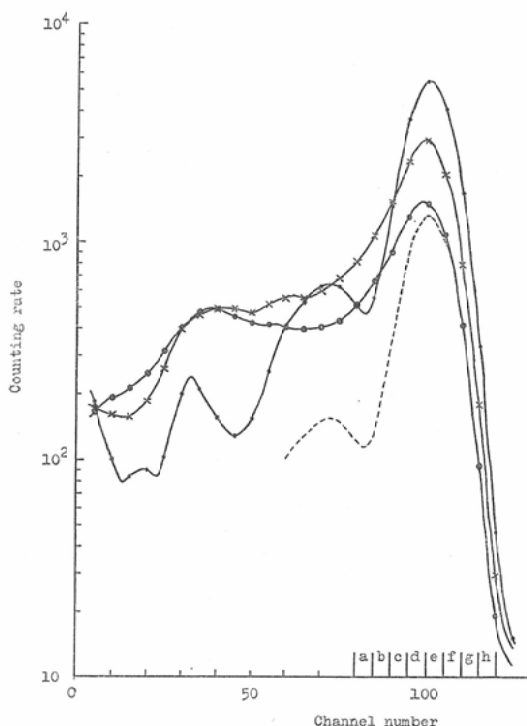


Fig. 1. (A) ^{99m}Tc, 4000 hole collimator

● : in air.

× : in acrylite of 5 cm thickness.

○ : in acrylite of 10 cm thickness.

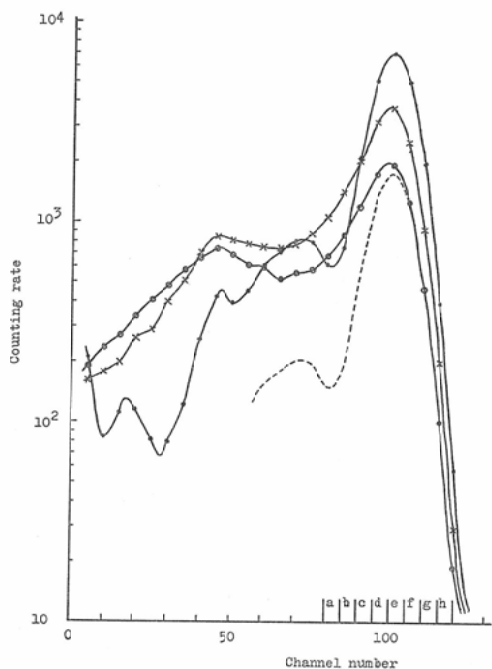


Fig. 1 (B) ^{99m}Tc , 1000 hole collimator

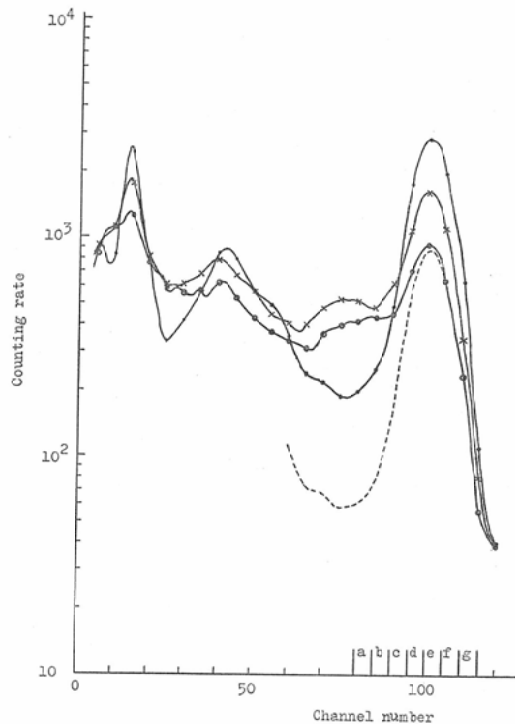


Fig. 1 (D) ^{203}Hg , 1000 hole collimator

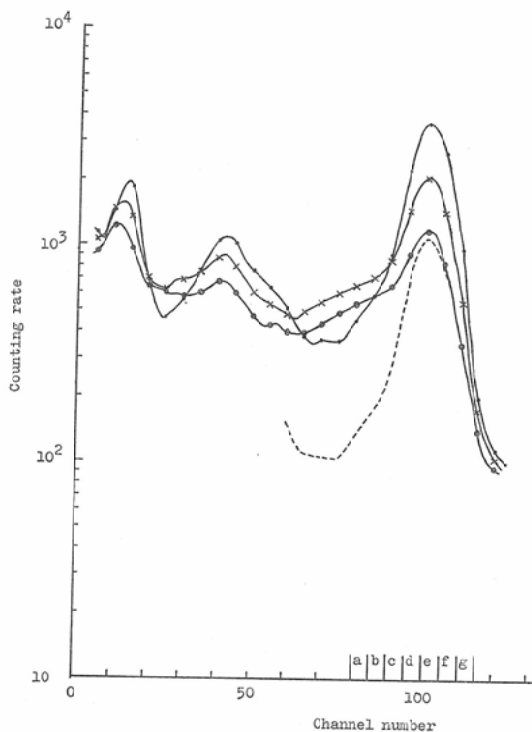


Fig. 1 (C) ^{203}Hg , 4000 hole collimator

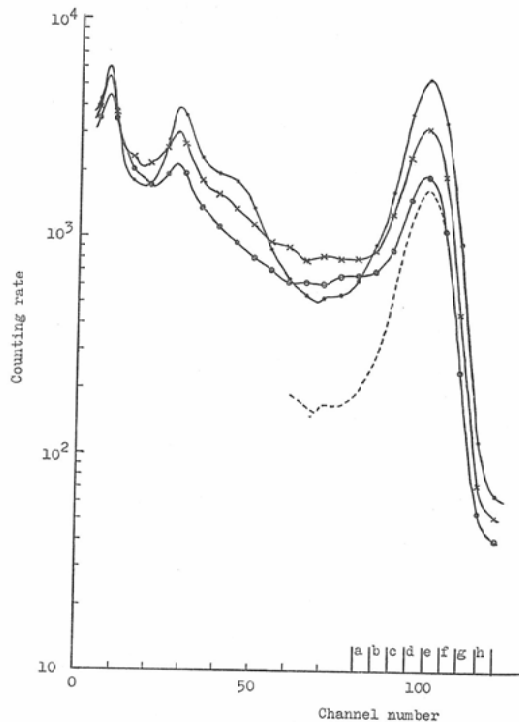


Fig. 1 (E) ^{198}Au , 1000 hole collimator

Fig. 1. Gamma ray spectra from radioisotope placed in air and in acrylite as absorbing substance. (Source to collimator distance : 11 cm)

また、Fig. 1に示すように、光電ピークを5チャンネル毎（ピーク波高値の5%幅）にa~hの部分に分け、それぞれの部分の計数値の吸収体による減弱をグラフにしたのがFig. 2であり、光電ピークの（e）の部分の計数率を基準にし、それに対する他の部分、すなわちa,b,c,d,f,g,hの各部の計数率の割合がTable 1に示してある。

Fig. 1に示すように、吸収体による計数値の減少は光電ピークが大きく、低エネルギー部は小さい。また一部で増加している部分もある。この現象はγ線の吸収体中でのコンプトン散乱によるものである。グラフ中の点線は吸収体が無い場合のスペクトルに厚さ10cmの吸収体によるγ線の減弱率を掛けたものであり、散乱線による計数値の増加分を差し引いたスペクトルと考えてよいであろう。実測のスペクトルに比べると、光電ピークの下部に大きな差がみられる。すなわち、吸収体が厚くなるに従って光電ピーク中にも散乱線の量が増加し、その傾向はピーク波高値より下方に著しい。

Fig. 2より、光電ピーク内のa,b,cの部分の計

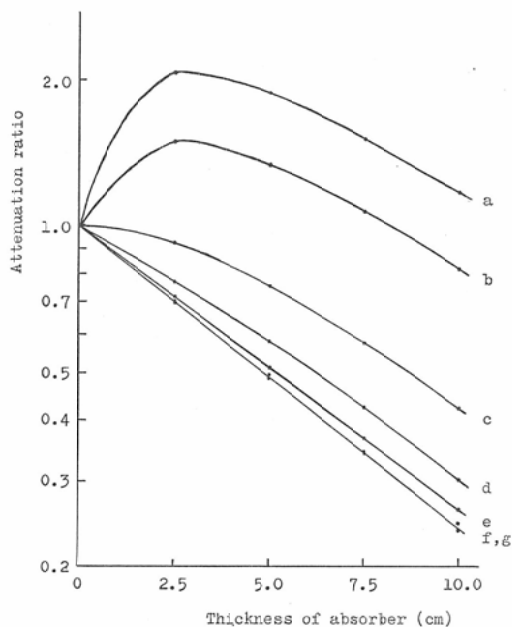


Fig. 2 (A) ^{99m}Tc , 4000 hole collimator
The each parts (a,b,...,g) are described in Fig. 1.

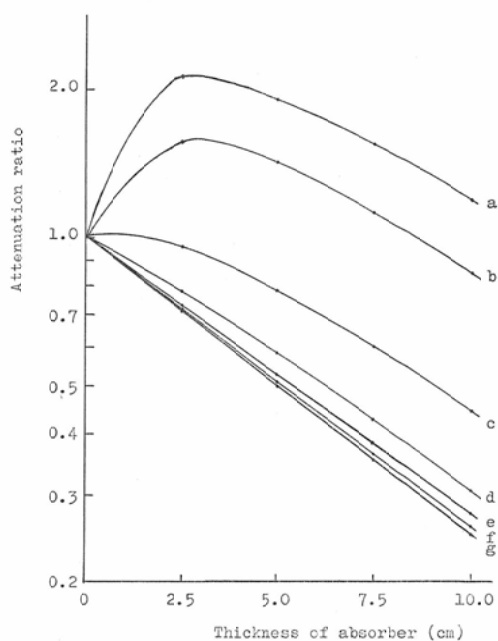


Fig. 2 (B) ^{99m}Tc , 1000 hole collimator

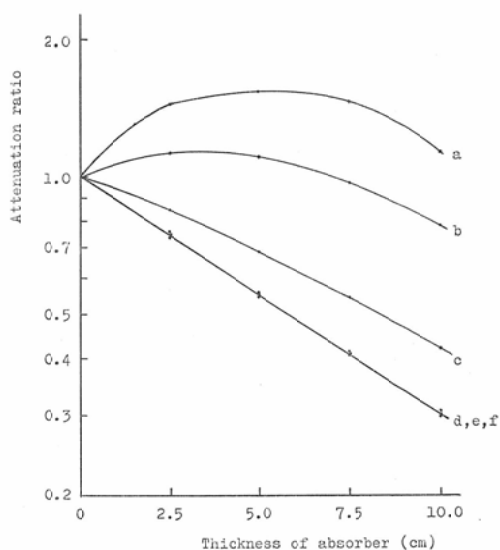


Fig. 2 (C) ^{203}Hg , 4000 hole collimator

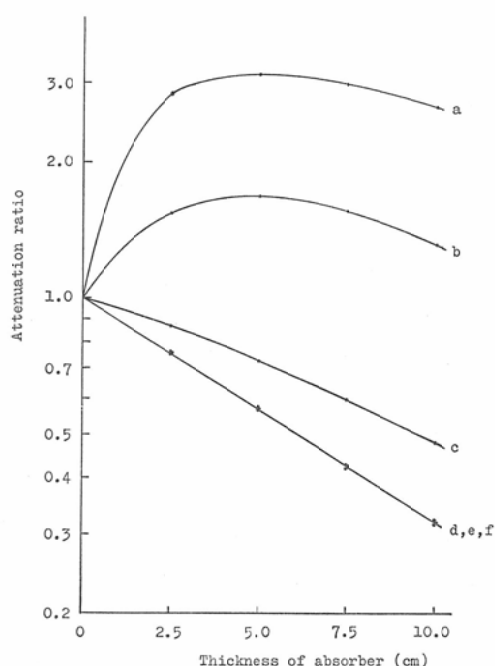
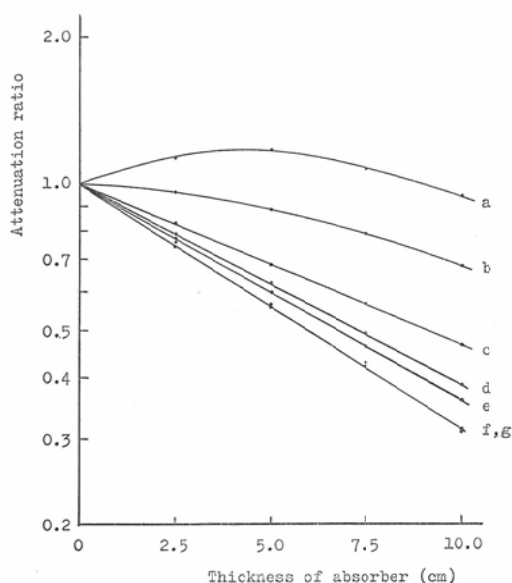
Fig. 2 (D) ^{203}Hg , 1000 hole collimatorFig. 2 (E) ^{198}Au , 1000 hole collimator

Fig. 2 Attenuation curve of counting rate in the each parts of photopeak of spectrum.

数値の減弱が小さく、特に a,b の部分は核種によつて程度の差はあるが、吸収体が厚くなるに従つて一時増加している。d, e, f, g の部分は直線的に減弱し、散乱線の影響はあまりみられない。

Table 1 より、吸収体が無い場合の計数率は d, e の部分が最も多く、ピーク波高値を中心にして対称的であるが、吸収体が厚くなるに従つて散乱線が加わり、ピーク波高値より下方 a, b, c, d の部分の計数率の割合が増加し、その傾向は低エネルギー部ほど著しい。この傾向はテストした全核種についてみられる。

従つて、以上の結果より次の事がうかがわれる。吸収体による散乱線の影響が無いのは光电ピーク中の f, g, h の部分であるが、計数率は d, e の部分が最も多く、この部分への散乱線の影響は

Table 1 Counting rate ratio in the each parts of photopeak of spectrum.

The each parts (a, b, ..., h) are described in Fig. 1.

(A) ^{99m}Tc , 4000 hole collimator

Part \ Thickness of absorber (cm)	0	2.5	5.0	7.5	10.0
a	0.101	0.293	0.370	0.417	0.452
b	0.192	0.405	0.507	0.568	0.603
c	0.531	0.692	0.779	0.842	0.869
d	0.985	1.064	1.100	1.122	1.149
e	1	1	1	1	1
f	0.534	0.527	0.515	0.505	0.505
g	0.159	0.155	0.150	0.151	0.144
h	0.027	0.028	0.027	0.028	0.029

Table 1 (B) ^{99m}Tc , 1000 hole collimator

Part \ Thickness of absorber (cm)	0	2.5	5.0	7.5	10.0
a	0.096	0.277	0.349	0.392	0.417
b	0.177	0.381	0.481	0.525	0.557
c	0.490	0.650	0.732	0.775	0.798
d	0.949	1.021	1.049	1.067	1.069
e	1	1	1	1	1
f	0.570	0.557	0.547	0.537	0.537
g	0.179	0.171	0.168	0.165	0.160
h	0.033	0.032	0.032	0.031	0.033

Table 1 (C) ^{203}Hg , 4000 hole collimator

Part \ Thickness of absorber (cm)	0	2.5	5.0	7.5	10.0
a	0.103	0.205	0.290	0.381	0.401
b	0.171	0.270	0.354	0.421	0.455
c	0.476	0.555	0.604	0.673	0.686
d	1.006	1.048	1.033	1.045	1.056
e	1	1	1	1	1
f	0.465	0.480	0.470	0.475	0.468
g	0.086	0.097	0.098	0.099	0.091

Table 1 (D) ^{203}Hg , 1000 hole collimator

Part \ Thickness of absorber (cm)	0	2.5	5.0	7.5	10.0
a	0.054	0.205	0.307	0.387	0.469
b	0.112	0.234	0.340	0.442	0.482
c	0.443	0.504	0.577	0.634	0.682
d	1.011	1.025	1.040	1.028	1.069
e	1	1	1	1	1
f	0.443	0.446	0.450	0.458	0.447
g	0.080	0.083	0.090	0.087	0.090

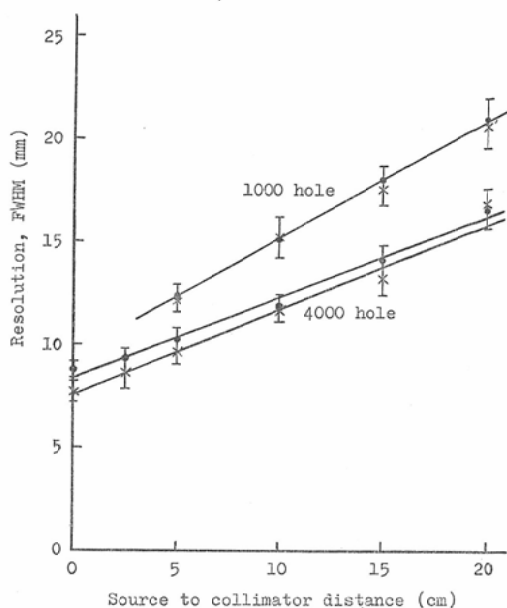
Table 1 (E) ^{198}Au , 1000 hole collimator

Part \ Thickness of absorber (cm)	0	2.5	5.0	7.5	10.0
a	0.146	0.213	0.286	0.335	0.383
b	0.228	0.284	0.345	0.387	0.429
c	0.495	0.534	0.564	0.604	0.637
d	0.950	0.966	0.989	1.013	1.016
e	1	1	1	1	1
f	0.478	0.455	0.442	0.439	0.414
g	0.090	0.089	0.086	0.087	0.075
h	0.016	0.020	0.019	0.020	0.019

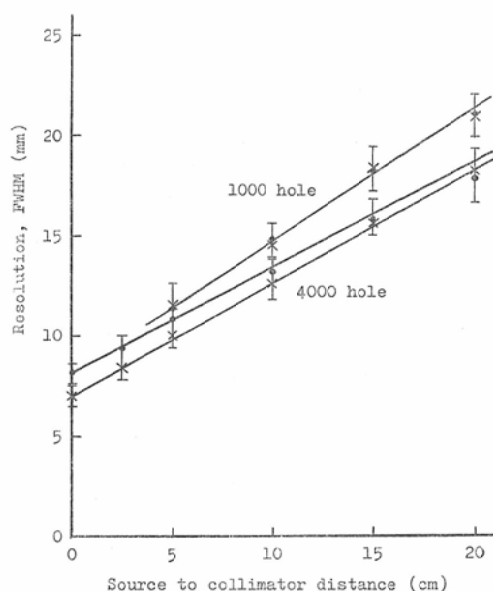
たいして大きいものではない。

2. 空中での位置分解能

$^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au の4核種の γ 線に対する空中での位置分解能の測定結果をそれぞれ Fig. 3, 4, 5, 6に示す。縦軸に半値幅が、横軸にコリメータから線源までの距離がとつてある。エネルギーレンジはそれぞれ 140 keV, 280 keV, 360 keV, 410 keV で、window 幅はすべて20%とした。Fig. 1に示すスペクトルのd,e,f,gの部

Fig. 3 Resolution of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ with 1000 hole and 4000 hole collimator in air.

● : X axis, × : Y axis

Fig. 4 Resolution of ^{203}Hg with 1000 hole and 4000 hole collimator in air.

● : X axis, × : Y axis

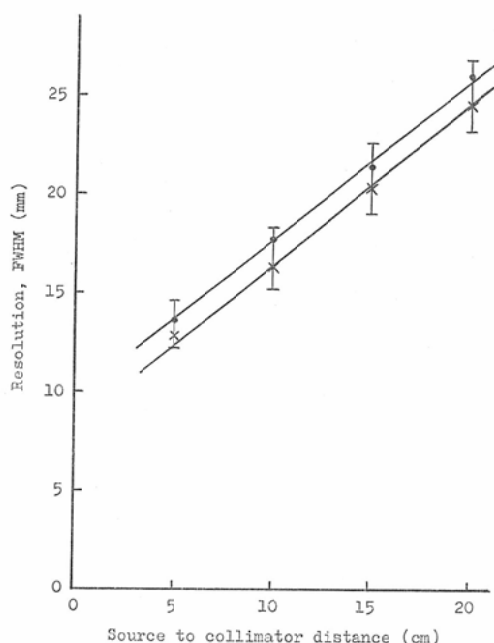


Fig. 5 Resolution of ^{131}I with 1000 hole collimator in air.

● : X axis, × : Y axis

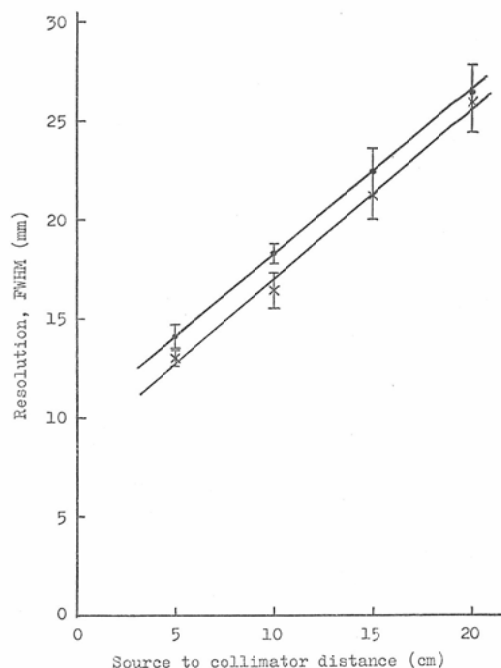


Fig. 6 Resolution of ^{198}Au with 1000 hole collimator in air.

● : X axis, × : Y axis

分である。

最も優れた位置分解能を示したのは $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の γ 線に対し4000孔コリメータを装着して測定した場合であり、1000孔コリメータの場合は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ と ^{203}Hg の γ 線に対しては差はあまりみられないが、 ^{203}Hg の方がわずかに優れており、次いで ^{131}I , ^{198}Au の順であつた。 ^{203}Hg 程度のエネルギーをもつ γ 線に対しては1000孔より4000孔コリメータの方が優れていた。しかし ^{131}I の γ 線に対しては4000孔コリメータでは透過 γ 線が多く半値幅は取れなかつた。

X軸とY軸方向では、位置分解能はどちらのコリメータでもY軸方向がやや優れていた。また window 幅を変化させても半値幅はほとんど変化しなかつた。

3. 吸収体が存在する場合の位置分解能

吸収体が存在する場合の位置分解能は、吸収体としてアクリル板を用い $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の γ 線に対して求めた。結果を Fig. 7 に示す。

Window 幅10, 20, 30, 40%は Fig. 1 のスペクトルでいうと、それぞれほぼ (f,g), (d,e,f,g), (c,d,e,f,g,h), (a~h) の部分に相当する。

4000孔コリメータの場合、吸収体厚5 cm, window 幅10%で、吸収体が無い場合に比べ位置分解能は約4.4%劣化し、window 幅20, 30, 40%でそれぞれ7.3, 13, 15%劣化した。吸収体厚10 cmではそれぞれ6.3, 11, 18, 24%劣化した。1000孔コリメータの場合、吸収体厚10 cmで window 幅10, 20, 30, 40%に対してそれぞれ5.2, 11, 21, 25%劣化した。このように、位置分解能は吸収体が厚くなるほど劣化し、しかも window 幅を広くするほど、すなわち光電ピークの低エネルギー部を含むほど、その傾向は大きい。この事は実験1の結果からも考慮される事である。

IV. 考 察

ガンマカメラの基本性能(物理的特性)として感度、感度均一性、直線性、エネルギー分解能お

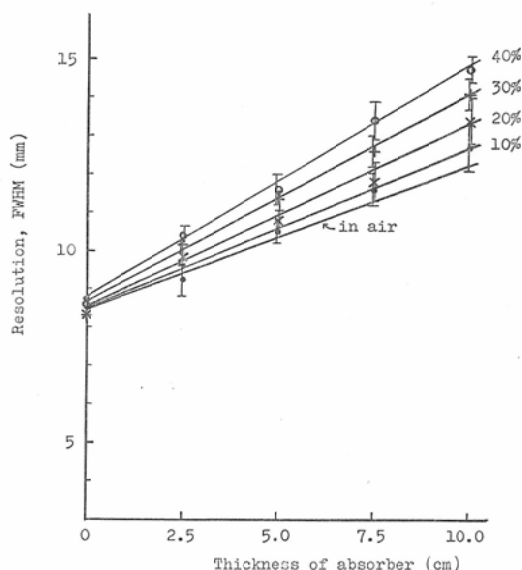


Fig. 7 (A) 4000 hole collimator

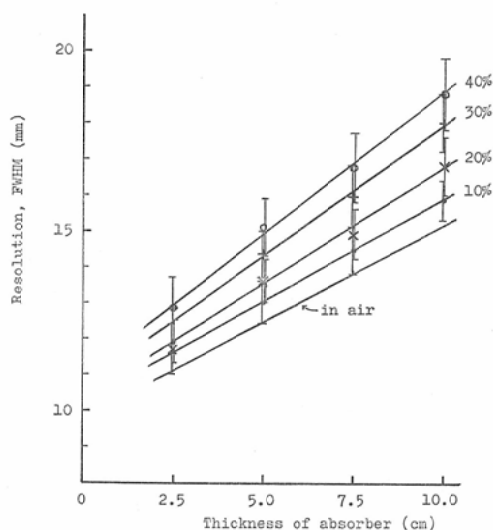


Fig. 7 (B) 1000 hole collimator

Fig. 7 Resolution of ^{99m}Tc in absorbing substance. Source to collimator distance is equal to thickness of absorber.

よび位置分解能の5つの因子があげられる。これら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ち、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。アンガー型ガンマカメラのこれらの性能に関する報告は多くの研究

者²⁾³⁾⁴⁾⁶⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾¹⁴⁾¹⁸⁾²²⁾によつてなされている。今回, delay-line ガンマカメラに関し, 総合的位置分解能ならびに吸収体による散乱線の影響について解析を行なつた。

ガンマカメラの総合的位置分解能は検出器の固有分解能, コリメータの種類, γ 線のエネルギー, コリメータから線源までの距離等の因子に依存している。Delay-line ガンマカメラの固有分解能は田中¹⁹⁾や熊野⁹⁾らの報告にみられるように, ^{57}Co の γ 線に対して約8mm, ^{203}Hg の γ 線に対して約6.5mm程度で, 理論的にも当然であるが γ 線のエネルギーが高くなるほど良くなっている。またX軸とY軸方向ではY軸方向がやや優れている。

総合的位置分解能はFig. 3～6に示すように, 4000孔コリメータの場合, ^{99m}Tc と ^{203}Hg の γ 線に対してコリメータ面では ^{203}Hg の方がやや優れているが, 距離が離れると ^{99m}Tc の方が優れていた。1000孔コリメータの場合は, ^{99m}Tc と ^{203}Hg の γ 線に対してはわずかではあるが ^{203}Hg の方が優れており, ^{99m}Tc に次いで ^{131}I の γ 線であり, ^{198}Au の γ 線に対してが最も劣っていた。これらの結果は固有分解能と逆の傾向を示している。この原因はコリメータの孔の隔壁の γ 線遮蔽能に関係し, γ 線のエネルギーが高くなると隔壁の遮蔽能が低下するので透過 γ 線の影響で逆に総合的位置分解能は劣化すると考えられる。

X軸方向とY軸方向の位置分解能を比べると, Fig. 3～6に示すようにY軸方向がやや優れていた。これは4000孔コリメータの場合, 固有分解能すなわち光電子増倍管の配列の違いによるもので, 1000孔の場合はこれに加うるにコリメータの孔の配列にも関係していると考えられる。

臨床のRIイメージング検査に於ては, 臓器内に摂取されたRIから放出された γ 線は生体組織を透過し, ガンマカメラのシンチレータへ達する。それ故, 一部の γ 線は組織により吸収や散乱を受ける。RIイメージングを行なう場合, この散乱線の影響で像の質の低下をまねくことになり, その程度はwindowの設定など測定方法によ

つて異なる。この散乱線の影響に関して、三枝²⁰⁾はシンチスキャナについてγ線スペクトルを解析し、低エネルギーγ線ほど光電ピーク中に占める散乱線の割合は大きい、しかし window 幅を適当に選ぶことによりその割合を小さくすることができる、と報告している。ガンマカメラに関しては、いくつかの報告²¹⁾⁽¹⁰⁾⁽¹⁸⁾⁽²²⁾があり、いずれの報告でも吸収体の存在により位置分解能の劣化の傾向が見られるが、各研究者によつてその劣化の程度はかなり異なっている。これは測定条件ならびに判定方法の相異に原因するものであろう。

ガンマカメラには19本の光電子増倍管が使用されており、この19本の光電子増倍管の出力は完全にそろつたものではなく互いにいくらかむらがあるので、一般のシンチレーションカウンタに比べてエネルギー分解能は悪い。我々が使用しているガンマカメラのそれは^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹⁹⁸Auのγ線に対しそれぞれ約14%, 13%, 13%であつた。そのため光電ピーク中に占める散乱線の割合は大きくなる。しかも、Fig. 1, 2に示すように、吸収体が厚くなるほど光電ピーク中の散乱線は増し、その割合はピーク波高値を中心にして低エネルギー部で大きく、高エネルギー部で小さい。たとえば、1000孔コリメータの場合、吸収体厚10cmで^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹⁹⁸Auのγ線に対して光電ピーク中に占める散乱線の割合はそれぞれ約30%, 25%, 26%であり、またピーク波高値より上半分 (Fig. 1の e, f, g, h の部分) 中にはそれぞれ約6%, 0.5%, 10%で、下半分 (a, b, c, d の部分) には約45%, 40%, 37%であつた。

このように、吸収体が存在する場合、エネルギーレンジおよび window 幅設定の相異によつて測定値中に含まれる散乱線の割合は異なる。Fig. 7に示すように、window 幅を広く、すなわち光電ピーク全体を含むように設定すると、位置分解能はかなり悪くなり、しかも測定視野全面にわたつてノイズが増加した。window 幅を狭くしピーク波高値より上の部分を測定すると、位置分解能の劣化はかなり防ぐことができる。しかしこの場合、計数効率が低下することは避けられない。

これらの実験結果より、ガンマカメライメージング検査に於ては、計数効率ならびに散乱線の影響を考慮して window 幅は15%または20%程度にし、Fig. 1に示すスペクトルの d~g の部分に設定するのが適当であると考えられる。もちろん、計数効率を無視できるならば、window の設定は e 以上の部分にすると散乱線の影響はほとんど除去できる。^{99m}Tc や ^{113m}In の場合は大量投与が可能であるので、このような window 設定でもかなりの計数率が得られ、計数効率の低下を補なうことができるであろう。しかしながら、このように window 幅を狭くし、光電ピークの一部を測定して良質のイメージを得るためには、19本の光電子増倍管からの出力がよくそろっていることがもう一つ重要な条件である。もしある程度のバラツキがあると、そのような測定条件では均一性の悪化をまねき、逆に質の悪いイメージになるであろう。

また、臨床検査に於て、エネルギーレンジおよび window 幅の設定は吸収体の無い状態で裸の線源に対して行なうべきで、R I を投与した患者によつて行なうのは好ましくない。なぜなら、吸収体が無い場合のスペクトルに比べて R I 投与患者からのスペクトルは、生体組織による散乱線が加わつて光電ピークの位置が見かけ上、低エネルギー部へいく分移動しているため、その状態で window 設定を行なうならば、散乱線が多く含まれた部分を測定する恐れがあるからである。この事は ⁷⁵Se や ⁶⁷Ga のように数種類のγ線を放出する核種の場合¹⁵⁾⁽¹⁶⁾、低エネルギーのγ線に window 設定するときは高エネルギーのγ線による散乱線も加わるので、特に注意を要する。

V. 結 語

Delay-line ガンマカメラに関し、^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹³¹I, ¹⁹⁸Au を用い、総合的位置分解能ならびに吸収体による散乱線の影響について実験的に検討を行ない次の結果を得た。

総合的位置分解能は、4000孔コリメータの場合、^{99m}Tc と ²⁰³Hg では ^{99m}Tc の方が優れており、1000孔の場合は、²⁰³Hg, ^{99m}Tc, ¹³¹I, ¹⁹⁸Au の順であつた。最も優れた位置分解能を示したの

は ^{99m}Tc を4000孔コリメータで測定したときであった。

吸収体が存在する場合、window幅を光電ピーク全体に設定すると散乱線の影響で位置分解能は劣化した。光電ピーク中に占める散乱線の割合は吸収体が厚くなるに従って大きくなり、しかもその割合はピーク波高値を中心にして光電ピークの下半分に非常に多く、上半分には少なかった。そこでwindowを適当に設定することにより散乱線の影響を少なくすることができ、光電ピークのピーク波高値から上の部分に設定した場合、位置分解能の劣化は小さくなった。

ガンマカメラを用いたR Iイメージング検査に於ては、核種は ^{99m}Tc 、コリメータは4000孔を用い、window幅を15%程度にし光電ピークの中でも散乱線の少ないピーク波高値から上の部分に設定すると、分解能の良い良質のイメージを得ることができる。

本論文の一部は昭和47年10月、第12回日本核医学会総会に於て発表した。

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ならびに金子輝夫講師に心から感謝いたします。

文 献

- 1) Anger, H.O.: Rev. Sci. Instr. 29 (1958), 27—33.
- 2) Brookeman, V.A. and Bauer, T.J.: J. Nucl. Med. 14 (1973), 21—25.
- 3) Collica, C.J., Robinson, T. and Hazt, D.B.: Am. J. Roentgenol. 100 (1967), 761—765.

- 4) 服部浩之, 金子昌生, 佐々木常雄: Radioisotopes 17 (1968), 302—306.
- 5) Hiramoto, T., Tanaka, E. and Nohara, N.: J. Nucl. Med. 12 (1971), 160—165.
- 6) 稲倉正孝: 日医放会誌, 29(1969), 1113—1134.
- 7) Jaszcak, R.J.: J. Nucl. Med. 14 (1973), 14—20.
- 8) Kulberg, G.H. and N van Dijk: J. Nucl. Med.: 13 (1972), 169—171.
- 9) Kumano, N., Kakegawa, M., Tanaka, E. and Nohara, N.: Toshiba Review 76 (December 1972), 1—6.
- 10) Larsson, E.I. and Liden, K.: Medical Radioisotope Scintigraphy 1, IAEA (1969), 111—123.
- 11) Loken, M.K. and Gerding, D.: Am. J. Roentgenol. 101 (1967), 551—556.
- 12) Lorenz, W.J., Schmidlin, P., Kampmann, H., et al.: Medical Radioisotope Scintigraphy 1, IAEA (1969), 135—143.
- 13) 前田辰夫: 日本臨床, 27 (1969), 546—554.
- 14) 松本政典: 日医放会誌, 33 (1973), 31—43.
- 15) 松本政典, 福井康太郎: 核医学, 10 (1973), 46—46.
- 16) 松本政典, 石神誥一: 第32回日医放会総会 (1973).
- 17) Michael, H.: J. Nucl. Med. 12 (1971), 93—94.
- 18) Myers, M.T., Kenny, P.T., Laughlin, J.S. and Lundy, P.: Nucleonics 24 (1966), 58—61.
- 19) Nohara, N., Tanaka, E., Hiramoto, T., et al.: J. Nucl. Med. 12 (1971), 635—636.
- 20) 三枝健二, 寛 弘毅: Radioisotopes 20 (1971), 134—141.
- 21) Tanaka, E., Hiramoto, T. and Nohara, N.: J. Nucl. Med. 11 (1970), 542—547.
- 22) Westerman, B.R. and Glass, H.I.: J. Nucl. Med. 9 (1968), 24—30.