Osaka University Knowledge Archive

Title	75Seのガンマカメライメージングに関する基礎的研究
Author(s)	松本, 政典; 石上, 誥一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1974, 34(8), p. 590-598
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17313
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

^{75}Se のガンマカメライメージングに関する基礎的検討

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　石神誥一

（昭和49年3月22日受付）
（昭和49年4月25日最終原稿受付）

A Study of Gamma Camera Imaging with Selenium-75

Masanori Matumoto and Koichi Ishigami
Department of Radiology, Kumamoto University Medical School, Kumamoto
(Director: Prof. Kenshi Katayama)

Research Code No.: 705

Key Words: Simultaneous measurement, Imaging technique, ^{75}Se-selenumethione, Pancreatic scintigraphy

Although ^{75}Se-selenomethionine is mostly used for pancreas scintigraphy, this radioactive substunce has a relatively longer physical half-life, more highly absorbed dose compared to other radioactive agents when clinically used, and in addition is too expensive now.

^{75}Se emits γ-rays of 401, 280, 265, 136 and 121 keV energy; both 280 and 265 keV, however, are commonly used for imaging of it.

The studies were carried out in order to investigate the practical usefulness of other γ-rays based on the increase in the counting efficiency at the time of ^{75}Se-imaging, and also on the decrease of administered dose: effect of scattered radiation, uniformity of sensitivity, spatial resolution, and so forth.

The conclusions are as follows: γ-rays of both 136 and 121 keV were satisfactorily available for the imaging of ^{75}Se by means of the carefully and exactly setting up of the energy ranges. And counting efficiency was above twice when γ-rays of both 280 and 265 keV were measured simultaneously with these of 136 and 121 keV. By the way, it was found that about 100 μCi which is even less than conventional dose, therefore, is quite available for the clinical use.

I. 緒　言

^{75}Se-セレノメチオニンは膵シンチグラフィのための RI 医薬品として広く利用されている．しかるに，^{75}Se の物理学的特性として半減期が 121日と長く，崩壊形式は EC でβ線は放出しないが数種類のγ線を放出するので，他の RI 医薬品に比べて被検者の被曝線量が多く[3]，しかも経済的に高価である．したがつて，このような RI 医薬品の使用にあたつては，少ない投与量で，しかも良好なイメージが得られることが望ましい．

^{75}Se のイメージングに関する技術的検討の報告[2)5)~9)]については，スキャナに関するものがいくつかあり，2台のエネルギーセレクタを用い 280，265keV のピークと 136，121keV のピークを同時に測定する方法も報告[5)]されているが，本邦では，後者は散乱線を多く含むので明瞭なイ

メージが得られないという理由で前者のみが一般に利用されている．本論文では，^{75}Se のガンマカメライメージングにおいて 136, 121keV のγ線も利用することにより，イメージの質を低下させることなく検出感度の向上を図り，それによりイメージングタイムの短縮ならびに投与量の減量を目的として実験を行ない，良好な結果を得たので報告する．

II. 実験方法

1. γ線スペクトルの吸収体による変化

^{75}Se のγ線エネルギースペクトルの吸収体による変化をガンマカメラを用いて測定した．

すなわち，コリメータと平面線源（10×12cm^2）間の距離を11cmに保ち，その間に吸収体としてそれぞれ0～10cmの厚さのアクリル板を挿入し，ガンマカメラのZ信号をデータ処理装置を用いて波高分析し，各ピークの減弱曲線ならびに計数率の比を求め検討した．なお，使用したガンマカメラは東芝製 GCA-102型，データ処理装置は東芝製 USC-1型である．

2. 感度均一性

感度の均一性を検討するために，コリメータをはずし ^{75}Se のγ線でシンチレータを均一に照射し，エネルギーレンジが 140keV 15%（121, 136keV γ 線のピーク），280keV 20%（265, 280keV γ 線のピーク）の場合とさらに2台のエネルギーセレクタを用いて 140keV 15%と 280 keV 20%を同時に測定した場合の3者について均一性のイメージならびにデータ処理装置によりプロフィルヒストグラムを求め比較した．

3. 固有分解能

同じくコリメータをはずした状態で鉛バーファントムをシンチレータに密着し，均一性のテストと同じエネルギーレンジにてイメージングを行なつた．なお，バーファントムのグリッド間隔は 4.8, 6.2, 9.5, 12.7mmである．

4. コリメータから線源までの距離と位置分解能（空気中）

内径 0.6mmのポリエチレンチューブに ^{75}Se を密封した線状線源をコリメータ面と平行に置き，コリメータとの距離を0，2.5, 5，10, 15, 20 cmに変化させて，それぞれX軸方向について line spread function を測定し，それより位置分解能の指標として半値幅（FWHM）および最高値の$^1/_4$の所の幅（以下，$^1/_4$値幅FWQMと記す）を求めた．なお，使用したコリメータは 1,000孔平行多孔型である．

5. 吸収体による位置分解能の変化

コリメータと線状線源間の距離を11cmに保ち，その間に厚さ 2.5, 5.0, 7.5, 10cmのアクリル板を吸収体として挿入し，実験4と同様に半値幅および$^1/_4$値幅を求めた．なお，エネルギーレンジおよびウインド幅は 140keV では10%，15%，20%，25%について，280keV では20%について，さらに 140keV 15%と 280keV 20%の同時測定についての6種類の各条件について検討した．

6. ファントムイメージ

直径 2.8cmおよび 3.7cmの円柱状欠損を含むファントムをコリメータから11cmの距離に置き，空気中およびアクリル板（厚さ：10cm）を挿入した場合のイメージを preset count 10^5 counts および preset time 250sec. で撮影した．なお，エネルギーレンジは実験1～5の結果を考慮し，140keV では15%，25%について，280keV では20%について，および 140keV 15%と 280keV 20%の同時測定についての4種類である．

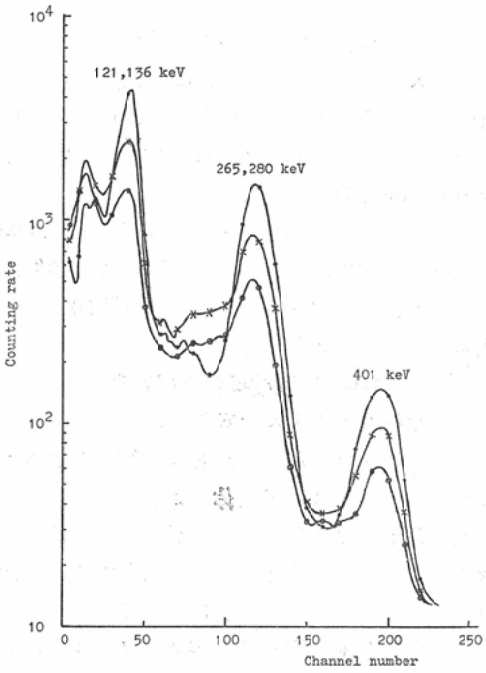
III. 実験結果および考察

1. γ線スペクトルの吸収体による変化

ガンマカメラで測定したときの^{75}Seのγ線エネルギースペクトルの吸収体による変化を測定解析した．Fig. 1は吸収体の厚さが0，5，10cmのときのスペクトルの変化を，1,000孔および 4,000孔コリメータを用いた場合について示したものである．すなわち，^{75}Se のγ線スペクトルには3つの光電ピークがみられ，エネルギーの高い方からそれぞれ 401keV のピーク，280keV と 265keV の合わさつたピーク，それに 136keV と 121keV の合わさつたピークである．これらの図から，吸収体が厚くなるに従つて散乱線が増加しているのがみられる．1,000孔と 4,000孔コリメータによ

るスペクトルを比較してみると，4,000孔の場合は，401keV γ 線に対する遮蔽効果が悪く，その透過が著るしいため，散乱線等のノイズが著るしく多く，他のピークへの影響も著明にみられる．したがつて，4,000孔コリメータは ^{75}Se のイメージングには適さないことになる．

そこで，1,000孔コリメータについて更にウインド幅を種々に変化させたときの各ピークの減弱曲線を，一般に行なわれているピーク波高値を中心としたウインド設定ではなく最も減弱率の大きい部分に設定して求めてみると，Fig. 2に示すように，^{99m}Tc や ^{203}Hg のように単一スペクトルのγ線に比べて，^{75}Se のように数種類のγ線を放出する場合の各ピークの減弱は，高エネルギーγ線のコンプトン散乱等の影響のためにぶくなつており，しかもそれはウインド幅を広くするほど大き



(A) 1000 hole collimator

● : in air.

× : in acrylite of 5cm thickness.

○ : in acrylite of 10cm thickness.

Fig. 1. Tha gamma ray spectra from ^{75}Se placed in air and in acrylite as absorbing substance. (Source to collimator distance: 11cm)

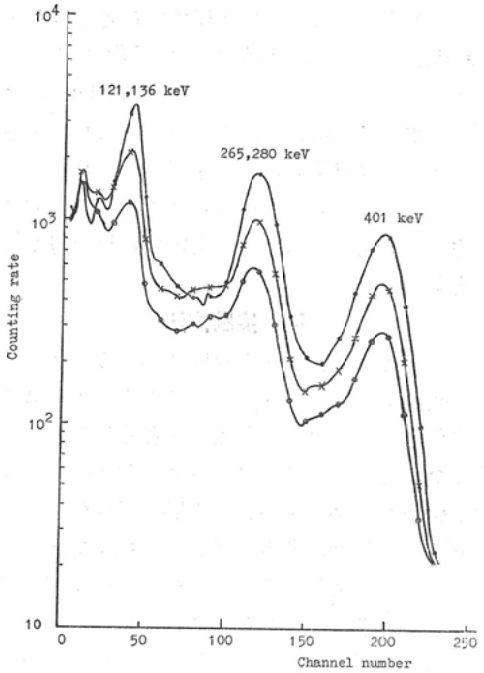
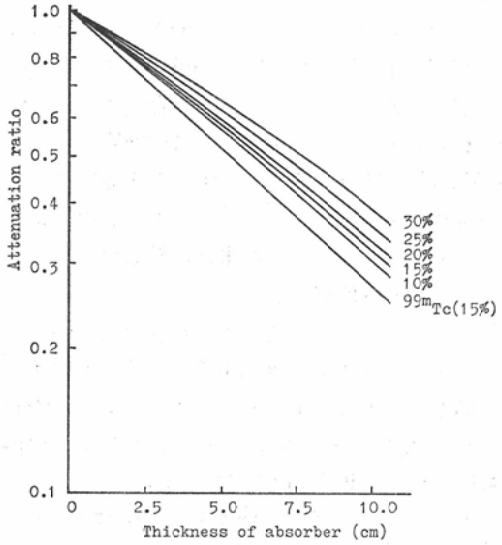


Fig. 1. (B) 4000 hole collimator



(A) 121, 136keV photopeak

Fig. 2. The attenuation curve of counting rate obtained with various window width.

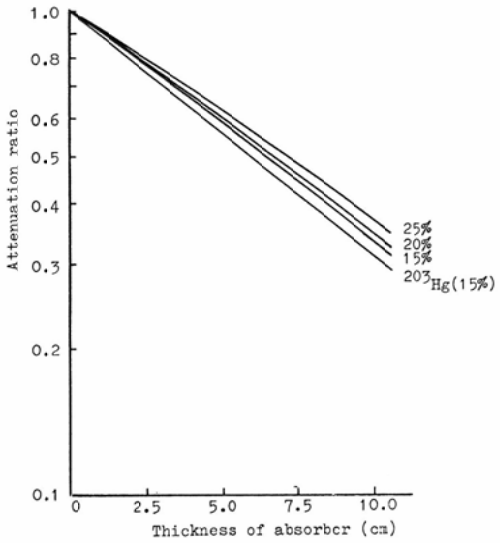


Fig. 2. (B) 265, 280keV photopeak

Table 1. Counting rate ratio in the various window width of each photopeak.

Energy (keV)	Window width (%)	Thickness of absorber (cm)				
		0	2.5	5.0	7.5	10.0
121 136	10	0.91	0.88	0.86	0.84	0.82
	15	1.28	1.25	1.23	1.21	1.19
	20	1.57	1.56	1.55	1.54	1.52
	25	1.91	1.96	2.01	2.01	1.99
265 280	15	0.79	0.78	0.78	0.77	0.76
	20	1	1	1	1	1
401	15	0.11	0.10	0.10	0.10	0.10

くなつている.

次に, 280keV と 265keV とのピークをウインド幅20%で測定したときの計数率を基準とし, これに対する他の各条件で測定したときの計数率の比を求め Table 1 に表示した. たとえば, 吸収体の厚さが5cmの場合, 136keV と 121keV とのピークをウインド幅15%で測定したときの計数率は約1.23倍である. したがつて, イメージングに際してこの2つの条件で同時測定を行なえば, 前者単独測定の場合に比べて2.23倍の計数率が得られることになり, 撮影時間の短縮または投与量の減量が可能と考えられる.

しかしながら, この方法により画質の低下があつては使用できないので更に均一性, 位置分解能について以下の実験を行なつた.

2. 感度の均一性

感度の均一性のイメージをFig. 3に, また Fig. 3に示す3カ所のX軸方向のプロフィルヒストグラムをFig. 4に示した. 有効視野内で均一性は良好であり, 2者同時測定のための均一性の悪化はみられない.

3. 固有分解能

固有分解能のテストによく使用される鉛パーファントムのイメージを Fig. 5 に示した. 3者とも4.8mmまで分解しているが, 140keV と 280keV の同時測定の場合, 固有分解能の劣化が僅かに認められる.

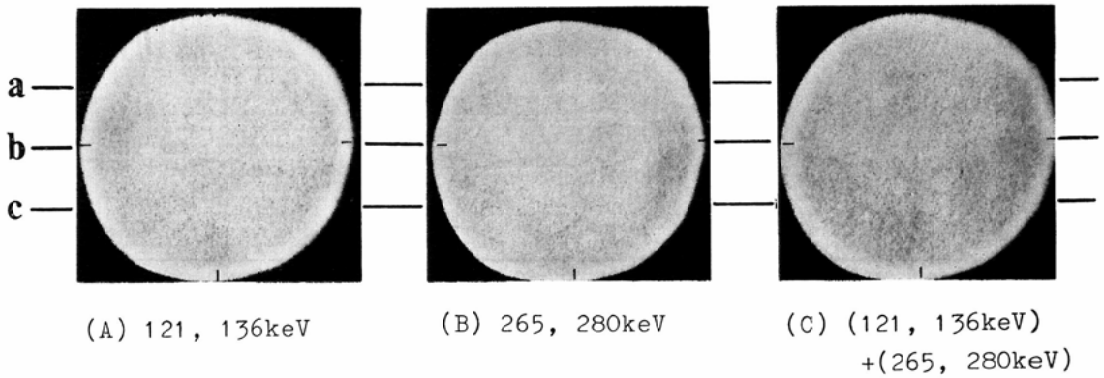
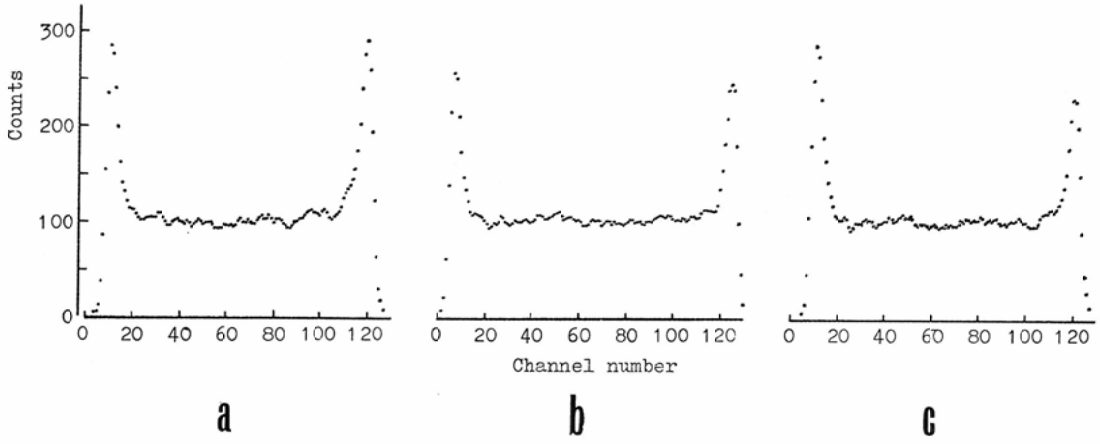


Fig. 3. Scintiphotos showing the uniformity.



(A) 121, 136keV

Fig. 4. The uniformities along X-axis at three positions.

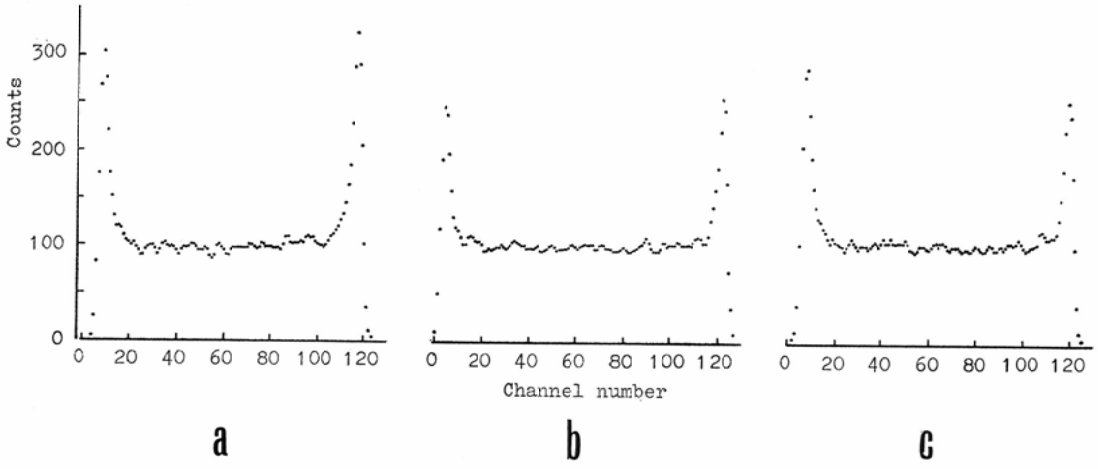


Fig. 4. (B) 265, 280keV

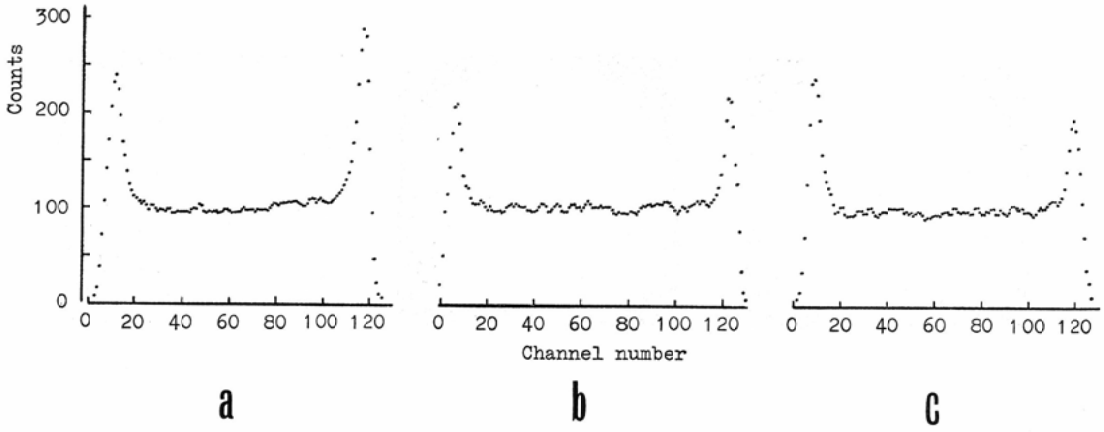
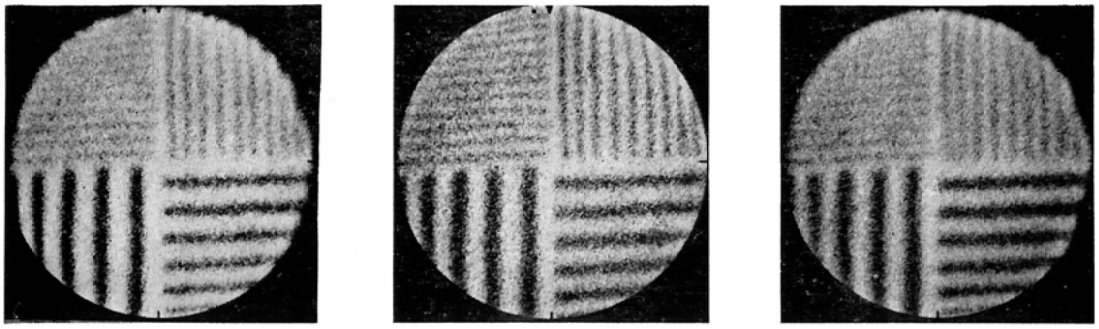


Fig. 4. (C) (121, 136keV)+(265, 280keV)



(A) 121, 136keV (B) 265, 280keV (C) (121, 136keV) +(265, 280keV)

Fig. 5. Scintiphotos showing the intrinsic resolution. (Spacing and width of bars: 4.8, 6.4, 9.5 and 12.7mm)

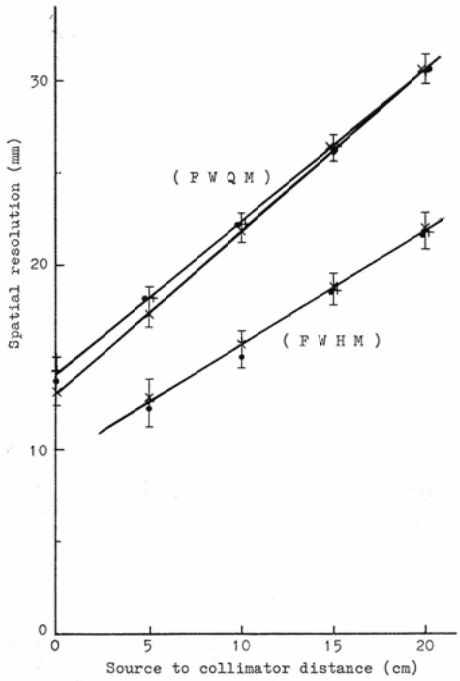


Fig. 6. The spatial resolution in air.
● : 140keV, × : 280keV, ＋ : (140keV)＋(280keV)

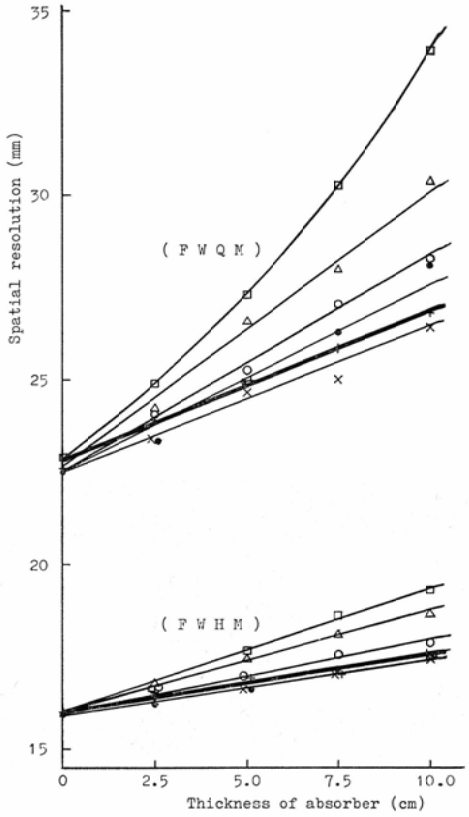


Fig. 7. The spatial resolution in absorbing substance. (Source to collimator distance: 11cm)
● : 140keV 10%, ○ : 140keV 15%,
△ : 140keV 20%, □ : 140keV 25%,
× : 280keV 20%,
＋ : (140keV 15%)＋(280keV 20%)

4. コリメータから線源までの距離と位置分解能（空気中）

空気中における総合位置分解能の測定結果をFig. 6に示した. 3種の測定条件ともに半値幅（FWHM），$^1/_4$値幅（FWOM）にほとんど差は

なく，またウインド幅の変化による差もあまり認められなかつた．この結果は ^{99m}Tc や ^{203}Hg の半値幅[4]とほぼ一致していた．

5．吸収体による位置分解能の変化

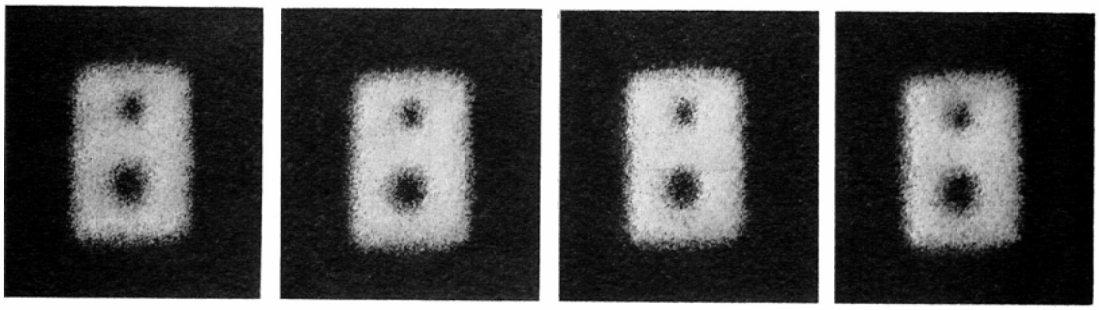
吸収体による散乱線が位置分解能に及ぼす影響について実験を行なつた．Fig. 7に示すように，140keV レンジではウインド幅が広くなるにしたがい位置分解能の劣化が認められる．特に吸収体厚10cmの場合について吸収体が無い場合と比較してみると，エネルギーレンジが 140keV 10%，15%，20%，25%，280keV 20%，および 140keV 15%と 280keV 20%の同時測定の6種類の測定条件に対して半値幅はそれぞれ1.10，1.12，1.17，1.21，1.10，1.10倍に，また1/4値幅はそれぞれ1.25，1.26，1.35，1.50，1.17，1.19倍となつており，特に1/4値幅ではそれが顕著に現われている．140keV 15%と 280keV 20%の同時測定の場合の位置分解能を太線で示しているが，一般に ^{75}Se のイメージングに用いられている 280keV 20%単独測定の場合に比べて，わずかに劣つている程度で大差なく，イメージングに充分使用可能と考えられる．一方，^{99m}Tc の場合は吸収体厚10cm でウインド幅10，20%に対して半値幅はそれぞれ1.05，1.11倍であつた[4]のに対して，136keV と 121keV の合わさつたピークの半値幅の劣化が大きいのは，より高いエネルギー（265，280，401keV）のγ線の散乱線等が計数されるためであり，このγ線をイメージングに利用する場合は，ウインド幅を狭くし散乱線を含む割合が最も少ない部分に設定することによつて，散乱線の影響をできるだけ少なくすることが必要である．

6．ファントムのイメージ

Preset count 10^5 counts で撮影したファントムのイメージを Fig. 8，9に示した．吸収体が無いときのイメージは4種の測定条件ともに良好なイメージであるが，10cm厚の吸収体が存在する場合のイメージは辺縁のシャープさがなくなり，質の悪化が認められる．その程度は 140keV 25%の場合が最も大きく，他の3者にはあまり差はみられないが，280keV 20%が比較的良いように思われる．しかしながら，イメージングタイムについてはそれぞれ大きな差が認められる．

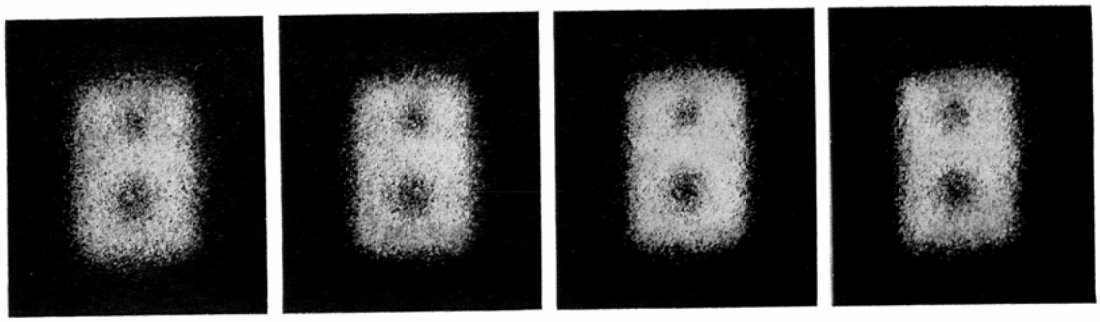
そこで，イメージングタイムを等しくして撮影してみると，Fig. 10に示すように，280keV 20%単独測定に比べて 140keV 15%と 280keV 20%の同時測定の方がカウントの多い良質のイメージを与えている．

以上の実験結果より，次のような事が結論できる．^{75}Se のガンマカメライメージングにおいて，そのγ線スペクトルには3つの光電ピークが現われるが，イメージングに使用可能なのは 280keV と 265keV γ線の合わさつたピークと 136keV



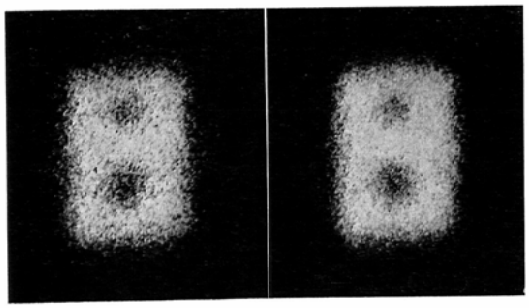
140keV 25%　115sec　　140keV 15%　140sec　　280keV 20%　230sec　　(140keV 15%)+(280keV 20%)　90sec

Fig. 8. Scintiphotos of phantom in air. (Preset counts: 10^5 counts, Source to collimator distance: 11cm)



140keV 25% 305sec　140keV 15% 405sec　280keV 20% 575sec　(140keV 15%) +(280keV 20%) 250sec

Fig. 9. Scintiphotos of phantom in absorbing substance of 10cm thickness, (Preset counts: 10^5 counts, Source to collimator distance: 11cm)



280keV 20%　(140keV 15%) +(280keV 20%)

Fig. 10. Scintiphotos of phantom in absorbing substance of 10cm thickness. (Preset time: 250 sec)

と 121keV γ線の合わさつたピークであり，401 keV γ線は計数率が他のピークに比べてあまりにも少なく，総合的位置分解能も悪い[4]のでイメージングには不適である．280keV と 265keV のピークと 136keV と 121keV のピークを比べると，計数効率の面では後者の方が良く，空気中での位置分解能は両者に差はみられないが吸収体が存在する場合は，吸収体による散乱線の影響の差により前者が優れている．しかも，吸収体が存在する場合，後者の光電ピーク附近には高エネルギーγ線のコンプトン散乱等によるノイズが増加しているので，測定エネルギーレンジの設定は慎重に行なわれなければならず，もしずれるとノイズの割合が多い部分を測定して画質の悪化を招く結果となる．これらの事から考えて ^{75}Se のイメージングには 280keV と 265keV の合わさつたピークが最も適している．しかしながら，136keV と 121 keV のピークもエネルギーレンジの設定が適当であれば，良好なイメージが得られ捨て難いものである．

一般に，ガンマカメライメージの良し悪しはガンマカメラの総合的位置分解能とイメージングの際の全計数値に左右され，位置分解能が優れていてもカウント数が少なければ，統計的変動が多い質の悪いイメージとなり，イメージを形成する点の数が多ければ多いほど統計的変動の少ない良質のイメージを得ることができる．^{75}Se はイメージングに利用可能な4種類のγ線を放出しているが，一般には 280keV と 265keV γ線だけが利用されている．著者等が本研究で行なつた2台のエネルギーセレクタを用いて 136keV, 121keV γ線も同時に測定する方法では，実験結果が示すように，総合的位置分解能をあまり低下させることなく計数率は2倍以上となり，前者単独測定の場合よりも統計的変動の少ない良質のイメージを得ることができた．また，イメージングの際の全計数値を前者単独測定の場合と同じくすれば，イメージングタイムの大幅な短縮ができ，さらにイメージングタイムも同程度にすれば，被検者に対する

投与量を少なくすることが可能で，従来の半分以下にすることができる．平木等[1]はこれとは別の方法で 110μCi 程度の投与量で充分な画像が得られると報告しており，この氏等の方法に著者等の方法を加えると50～60μCi 程度の投与量で充分なイメージが得られることになる．

^{75}Se-セレノメチオニンは高価で且つ物理学的半減期の長い RI 化合物であるので，臨床的に使用する場合，投与量はできるだけ少ない方が望ましい．著者等が本論文で報告した4種のγ線を全べてイメージングに利用する方法により，投与量を大幅に減量することができるようになれば，被検者ならびに術者の被曝線量を少なくし，しかも被検者の経済的負担も軽減することができる．

この2台のエネルギーセレクタを用い2つの光電ピークを同時に測定してイメージングを行なう方法は，2種以上のγ線を放出する他の核種（^{67}Ga, ^{169}Yb 等）のイメージングにも同様に応用でき，著者等は実際に応用している．ただし，エネルギーレンジの設定は既に報告[4]したように，RI を投与された被検者で行なうと散乱線の影響でその選択が困難であり，散乱線の割合が多い部分に設定する恐れがあるので，投与する前の線源を用いて設定しなければならない．

IV. 結　語

^{75}Se は主に 401，280，265，136，121keV のγ線を放出しているが，^{75}Se のイメージングには一般に 280keV，265keV のγ線が利用されている．本研究では，^{75}Se のガンマカメライメージングに際し，他のγ線の利用の可能性について基礎的検討を行なつた．その結果，136keV，121keV のγ線もエネルギーレンジを注意深く正確に設定することによりイメージングに充分利用できることが分つた．しかも，280keV，265keV のγ線と同時測定することにより計数効率は2倍以上となる．したがつて，臨床的に応用する場合，投与量は従来の半分以下，すなわち 100μCi 程度でも充分良好なイメージを得ることができ，^{75}Se-セレノメチオニンによる膵イメージングの際の被検者の放射線被曝線量を大幅に軽減させることが可能となつた．

本論文の要旨は昭和48年5月，第32回日本医学放射線学会総会において報告した．

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に感謝いたします．

文　献

1) 平木辰之助，久田欣一：膵 RI イメージングの臨床応用，診療，22 (1969)，957—967.
2) 筧　弘毅，舘野之男：アイソトープスキャンニングによる膵疾患の診断，臨床放射線，12 (1967)，371—382.
3) Lathrop, K.A., Johnston, R.E., et al.: Radiation dose to humans from ^{75}Se-L-selenometionine, J. Nucl. Med., Suppl. 6, MIRD Pamphlet 9 (1972), 7—30.
4) 松本政典：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，日医放会誌，34 (1974)，229—238.
5) Steven, L.W., Andrews, J.T. and Arkles, L.B.: The optimum measurement of selenium-75 for pancreas scanning, Aust. Radiol. 13 (1969), 418—420.
6) Sodee, D.B.: Pancreatic scanning, Radiology 87 (1966), 641—645.
7) 舘野之男：膵スキャンの技術的側面，Radioisotopes 16 (1967) 490—498.
8) 舘野之男：膵シンチグラムのとり方，ラジオアイソトープによる診療，1 (1968)，16—18.
9) 浦崎政康：^{75}Se-selenomethionine による膵スキャンの検討，熊本医学会雑誌，43 (1969)，597—610.