

Title	横断シンチグラフィーの基礎的研究
Author(s)	栢森, 亮; 北畠, 隆; 原, 正雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(3), p. 228-233
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17804">https://hdl.handle.net/11094/17804</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

## 横断シンチグラフィの基礎的研究

新潟大学医学部放射線医学教室 (主任: 北島 隆教授)

栢森 亮 北島 隆 原 正雄

(昭和47年2月7日受付)

### Experimental study on transverse section scintigraphy

Ryo Kayamori, Takashi Kitabatake and Masao Hara

Department of Radiology, Niigata University School of Medicine

(Director: Prof. T. Kitabatake)

Research Code No.: 208

Key Words: Section image, Scintigraphy

Some phantom experiments on a new method of taking transverse section scintigram was described, using a specially made CRT of rotating type and Anger type camera. A rotating table for a patient is prepared, which is set so as to be that the rotation center of a rotating table should be placed within the perpendicular line of the center of the detector facing sideways. A rotating table rotates synchronously with rotation of the CRT coil. Results obtained are as follows:

The thickness of transverse section image was influenced by some factors such as counts per minutes through a splitter area, speed of the rotating table for a patient, and the window width for the energy photopeak of radionuclide. The suitable thickness of transverse image in this apparatus was 2 cm. The resolving power of transverse section image of radioisotope in air was moderately better than that of radioisotope in phantom. A transverse section image with smaller half value width was obtained, when  $^{99m}\text{Tc}$  or  $^{203}\text{Hg}$  was used. When the blue filter was used, which discriminates the sweep lines on the CRT, the image quality of transverse section scintigraphy was moderately improved. Clinical trial is now in preparation.

#### 目 的

核医学の装置や放射性医薬品の開発が進むにつれ、シンチグラフィの有用性が次第に確立されてきた。しかし平面的なシンチグラフィの他に、臓器の横断面における放射能の分布状況を直接記録できれば病巣の形、拡がりを一層適確につかむことができると考えられる。そこで私共はX線の直接横断撮影法<sup>14)</sup>に相当する原理で、特別製の廻転型CRTと Anger 型イメージ装置を用いた横断シンチグラフィを開発し、その要点と背

景については既に述べた<sup>9)</sup>。本報ではその基礎的実験による横断面像の解析を行なったので報告する。

#### 原 理

原理の詳細については既に報告したが<sup>9)</sup>、要点は次の通りである。Anger 型イメージ装置 (東芝製, GCA-101) の検出器を回転台上にあるファントムの回転中心軸に対して直角に向ける。使用したコリメータは 150 KeV 以下の R I エネルギー、4000ホール、150 KeV 以上の R I エネルギーは

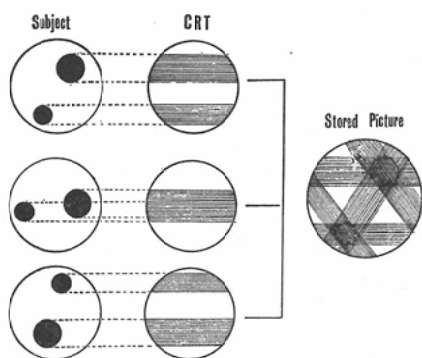


Fig. 1. Radioisotope imaging process of the transverse section scintiphography.

1000ホールである。ファントム中に含まれる放射性医薬品からの $\gamma$ 線は、X、Yの位置信号として計算回路によつて、目的の横断部位の厚さに一致するように、スプリッターで選択される。この回路を通つたX、Y信号は変換回路でX方向の位置に対応した点を起点とし、Y方向信号が掃引線となるような回路を用いた。この掃引線を回転台と同期する特別製廻転型CRT面上に送り、360度回転することによりファントム中の線源に対応して掃引線の交叉部分がフィルムで蓄積像としてとらえられる。この原理の模式図をFig. 1に示す。

**結 果**

1 横断部位の厚さの決定：ファントムの横断部

位に点線源を置き、横断厚の範囲をシンチカメラのスプリッターで設定する。ファントムの横断部位とスプリッターの範囲の関係は約1 : 0.4である。径2.0cmの市販のビニール製試験管に $^{198}\text{Au}$  300  $\mu\text{Ci}$  を高さ5 cmに封入したものを回転中心に置き、線源・検出器表面までの距離を25cmとした。横断厚1 cm、2 cm、3 cmの3段階に変え、回転台速度5回転/分で5分間(25回転)露出を与えた。その結果がFig. 2、である。

得られた横断像について濃度(中心付近の3点平均)を測つたところ、横断厚1 cmでは0.72、2 cm厚2.38、3 cm厚2.90で、横断部位の厚さを増すにつれ、濃度の上昇がみられた。その横断像の中心を通りマイクロフォトメータ(ナルミ製)でスキャンした結果がFig. 3、である。横断厚1 cmの半値巾は2.6cm、2 cm厚の半値巾は5.0cm、3 cm厚の半値巾は11.0cmとなり、横断厚1 cmにした場合、目的の横断面とほぼ等しい像が得られた。横断厚2.0cm、3.0cmと増すごとに半値巾は増加し、径2 cmの横断像のまわりに、黒化度に差のある暈像が生じた。これは横断厚を広げることにより掃引線の密度による量けと思われる。

実際に三角錐のファントムを用意し、1 cm、2 cmの横断厚と5.0cm、10cm、15cm、20cmの横断場

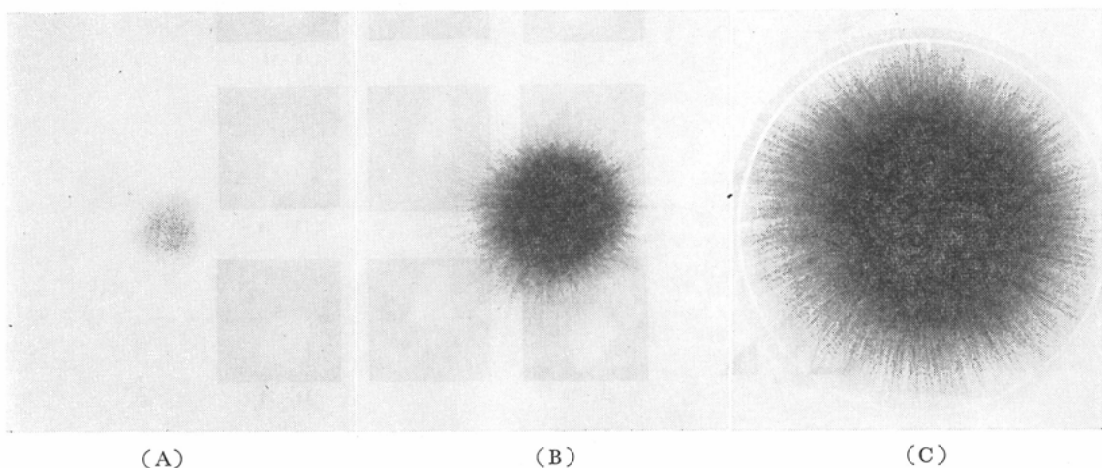


Fig. 2. Transverse section scintiphography by different (A- 1 cm, B- 2 cm, C- 3 cm) thickness of trasverse section.

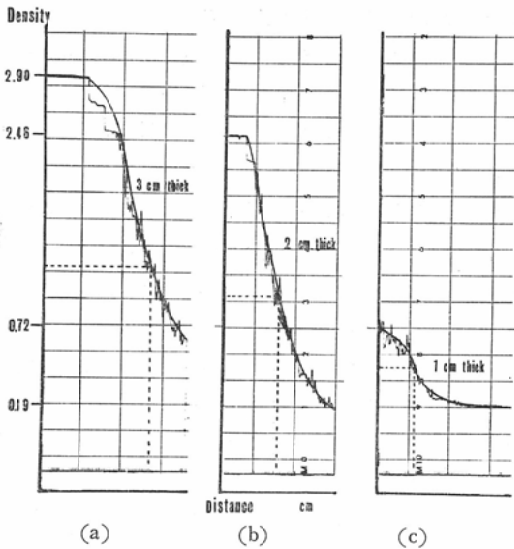


Fig. 3. Density curves of transverse section scintiphography in different section thickness.  
 (a) 1 cm in thickness. (b) 2 cm in thickness.  
 (c) 3 cm in thickness.

所を変えた時の横断像を Fig. 4, に示した. 2 cmの横断厚より 1 cmの厚さに設定した横断像が鮮明である.

次に 1.5cm径に  $^{99m}\text{Tc}$  100 $\mu\text{Ci}$  を封入し横断厚 2 cm, 露出時間 5分とし, 回転速度を変えた場合の横断像の半値巾を求めた. Fig. 5, に示すごとく, 回転速度が増すにつれ, 半値巾の小さい像を示した. 回転速度が遅いと, ある設定時間当たりの掃引線の交叉する回数が少なく, 特に特型廻転 CRTの残光特性において掃引線のみが強調され, CRT面上に長く残存してからと思われる.

又, スプリッターに入る RIの単位時間当たりの線量と横断像の黒化度を調べた. 横断厚 1 cm, 回転台速度 5回転/分, 5分間連続回転し, 径 2 mm  $^{99m}\text{Tc}$  の棒状線源の放射能を変えて測定した結果, 単位時間当たりの情報量が少ない場合には黒化度が低くなる傾向を示し, 一定の黒化度の横断像を得るには特型廻転 CRTの蛍光輝度を上げる

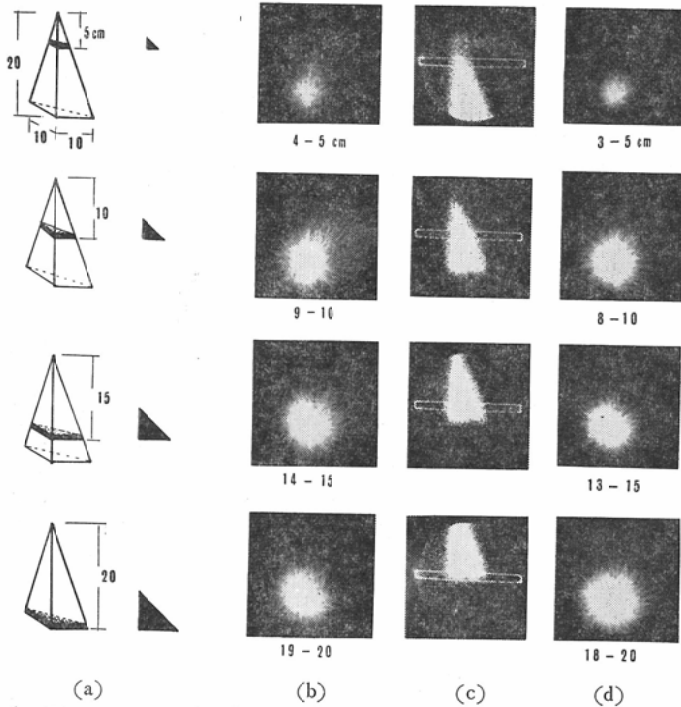


Fig. 4. Transverse section images in various levels of a triangular phantom.  
 (a) geometrical transverse section. (b) actual radioisotope image with a thickness of 1 cm. (c) lateral view of a phantom. (d) transverse image with a thickness of 2 cm.

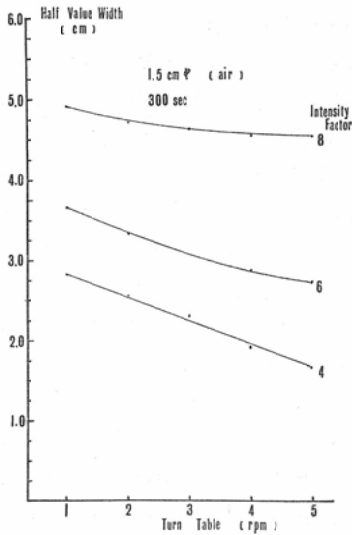


Fig. 5. Relationship between the half value width of the image and speed of the turn table for a patient.

Table 1. Half value width of transverse image of point source.

		<sup>99m</sup> Tc	<sup>203</sup> Hg	<sup>131</sup> I	<sup>198</sup> Au
Energy photopeak (KeV)		140	279	364	410
FWHM (cm)	in Air	0.41	0.43	0.48	0.53
	in Phantom	0.50	0.64	0.74	0.77
Window width for the energy photopeak is 15%					

必要のあることが判つた。スプリッターに入るR Iの単位時間当たりの線量と回転台速度を一定にし、露出時間と得られた横断像の黒化度の検討を行なつたところ、ほぼ直線性があつた。

2 空気中とファントム中の解像力：径2mmのビニール・チューブに<sup>99m</sup>Tc, <sup>203</sup>Hg, <sup>131</sup>I, <sup>198</sup>Auの核種を200 $\mu$ Ciずつ封入し、空気中とファントム中(径25cm, 高さ10cmのMix-Dpで、その回転中心に線源を入れた。)の横断厚1cmについて横断像の半値巾の関係を求めTable 1, に示した。半値巾は空気中、ファントム中ともエネルギーの

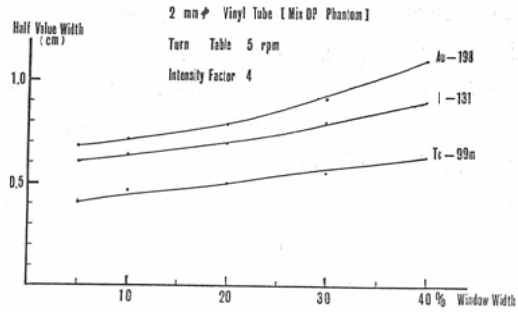


Fig. 6. Relative half value width of image by different radionuclides.

低い核種ほど小さくなり、又空気中での測定結果がファントム中よりも小さい値を示した。これはファントム内における $\gamma$ 線の吸収と散乱線の影響である。

3 諸核種のエネルギー・フォトピークとウィンド巾における横断像：各100 $\mu$ Ciの<sup>99m</sup>Tc, <sup>131</sup>I, <sup>198</sup>Auをファントムの中心におき、横断厚2cm, 回転台の速度5回転/分、5分間連続回転して得られた横断像をマイクロフォトメータ(縦30 $\mu$ ×横20 $\mu$ のスリット範囲)でスキャンし、半値巾を求めた結果がFig. 6, である。半値巾についてはエネルギーの低いほど小さく、解像力がよい。

<sup>99m</sup>Tcのエネルギー・フォトピーク(140KeV)におけるウィンド巾を変えてみると、10%(135~145KeV)で4.4mm, 20%(130~150KeV)で5.0mm, 30%(125~155KeV)5.7mm, 40%(120~160KeV)6.3mmとわずかに半値巾が増加しているにすぎない。<sup>131</sup>I, <sup>198</sup>Auについて10%~40%まで、10%ずつウィンド巾を変えたときの半値巾は<sup>131</sup>I(6.3, 7.0, 7.9, 9.0mm), <sup>198</sup>Au(7.2, 7.9, 9.2, 11.0mm)となり両R I核種とも30%, 40%のウィンド巾に設定すると像の半値巾は急に増加することが判つた。

これはエネルギー・フォトピークの半値巾(F.W.H.M)<sup>6)</sup>に関係し、掃引線の密度が大きくなるためと考えられる。

4 掃引線の除去：特型廻転CRTは二層の蛍光面で形成され、掃引線により第一層の蛍光面が青く発光(残光時間が短い)し、この光により第二層

の蛍光面が長い黄色の発光を生じ、廻転CRT面上に残る<sup>15)</sup>。第一層から生じる青の発光を消去する目的で「青」のフィルターを廻転CRT面上に置いた。径2cmの円柱に<sup>198</sup>Auを入れ(横断厚2cm, 回転台速度5回転/分, 5分間露出)横断像を撮影したところ、像の中心の黒化度はフィルターのある方が平均2.45, フィルターのないものが平均3.15となり、フィルターを用いることにより黒化度の減少があるが、掃引線が消去され暈けの少ない横断像が得られた。

又横断部位以外の情報を拾わない目的で、検出器表面に5mm厚の鉛板を2枚スリット状に装着し、横断厚を変えるに伴って1, 2, 3cm幅を広げ使用した。スリットを使用した場合と使用しないで得られた横断像の半値巾から比較を行なった。横断厚1cmについて2.5%, 2cm厚3.9%, 3cm厚6.0%とスリットを使用した場合が半値巾の小さい横断像が得られた。

#### 考 察

臓器内放射能分布状況の三次元的表示を記録しようとする試みはKuhl<sup>9)</sup>らの大掛かりな設備による横断面スキャンニングに始まり、その後若干の報告<sup>1)2)4)5)7)10-11)13)</sup>があるが本法は原理的にはX線検査における直接横断撮影法に相当するもので、Kuhlらの行なつた方法に似ている、Kuhlらが写真的に横断面形成を行なつたのに対し、私共は特型廻転CRTとAnger型イメージ装置を用い、直接横断面像を得た点に特徴がある。しかし横断厚が薄いと、RIの分布が少なく、そのため影像としての表現が不十分になる傾向がある。しかし今回の私共の実験によると横断部位の厚さは1cmでも可能であつた。横断面のRI分布状態をより忠実に表示するためには回転台の速度を上げることにより掃引線の蛍光の残存時間を短かくし、又エネルギー・フォトピークに対するウィンド巾を狭くすることにより、CRT面上の掃引線の巾を小さくし、長時間連続回転すればよい。しかし像として適當の黒化度を得るにはスプリッターに入る単位時間当たりの情報量に左右され、高速度回転と露出時間をむやみに伸ばすこ

とは被検者の苦痛を伴うことから解像力を多少犠牲にしても、ウィンド巾を広げるか、短半減期のRIの使用により単位時間当たりの情報量を増す方がより实际的であろう。現在のAnger型イメージ装置の解像力<sup>8)</sup>はコリメータの穴数4000(150KeV以下のエネルギー)で約1.4cm, 1000(150KeV以上)の穴数で約1.6cm位とかなり解像力が悪い。私共の開発した装置によつて得られた横断像の半値巾が大きいことは、Anger型イメージ装置そのものの解像力低下に由来すると思われる。又使用核種では<sup>99m</sup>Tc, <sup>203</sup>Hgが比較的良好な解像力を得るが、現在の臨床的レベルの使用核種、量では暈像も防ぎ得ないようである。撮影に適する回転台の速度と時間は最高1分間に5回転、5分連続露出、又横断部位の厚さはFig. 3から2cmが適當であろう。いずれにしても今回の実験結果を直ちに臨床応用できるとは私共も考えていない。そのためには、Anger型イメージ装置以外の解像力の向上が必要である。解像力の向上を計るため掃引線が消去する目的でCRT面上にフィルターを置いた結果、その効果はあつたが、今回はそのための廻転型CRTの改良が間に合わなかつた。又、電算機利用も一方法<sup>12)</sup>であると思われる。この電算機利用も目下検討中である。

#### 結 論

1. 特型廻転CRTとAnger型イメージ装置を組合わせて、横断シンチグラフィの基礎的実験について考察した。
2. 横断部位の厚さはスプリッター中の単位時間当たりのカウント数と、回転台の回転速度、エネルギー・フォトピークに対するウィンド巾の条件に決まり、適正横断厚は2cmである。
3. 線源が空気中とファントム中では、空気中が解像力が優れ、濃度の高い横断像が得られた。
4. 使用核種では、<sup>99m</sup>Tc, <sup>203</sup>Hgが半値巾の小さい横断像が得られた。
5. 特型廻転CRT面上に現われる掃引線の消去にはフィルターを用いることにより画質が向上した。

(本論文の要旨は第30回日医放射学会総会46・4・4

及び第42回日医放北日本地方46・6・26において講演した。)

### 文 献

- 1) 有水 昇, 寛 弘毅: シンチカメラによる断層シンチグラム装置の試作とその臨床的使用について, 核医学, 6: 54頁, 昭44.
- 2) 有水 昇, 寛 弘毅: 同時多層シンチグラムの開発と臨床的応用, 核医学, 7: 225頁, 昭15.
- 3) Anger, H.O.: Radioisotope Camera. In Instrumentation in Nuclear Medicine, Hine, G.J. ed., Academic Press, New York, 520—525 page, 1967.
- 4) Anger, H.O.: Scintillation camera and multi-plane tomographic scanner. 核医学, 8: 125—148頁, 昭46.
- 5) Anger, H.O.: Transverse-Section Tomography with the Scintillation Camera. J. Nucl. Med. 8: 314—315 page. 1967.
- 6) Crouthamel, C.E.: Applied gamma-ray spectrometry. Pergmon Press LTD, 159—315 page. 1960.
- 7) Freedman, G.S.: Tomography with a gamma camera. J. Nucl. Med. 11: 602—604 page. 1970.
- 8) 北島 隆, 原 正雄: 横断シンチグラフィーの開発, 核医学, 8: 423—429, 昭46.
- 9) Kuhl, D.K., Edwards, R.Q.: Cylindrical and section radioisotope scanning of the liver and brain. Radiology. 83: 926—936 page. 1964.
- 10) Kuhl, D.K., Edwards, R.Q.: Comparison of rectilinear vertex and transverse section views in brain scanning. J. Nucl. Med. 11: 2—8 page. 1970.
- 11) McAfee, J.G., Mozley, J.M.: Longitudinal tomographic radioisotope imaging with a scintillation camera.: Theoretical considerations of a new method. J. Nucl. Med. 10: 654—659 page. 1969.
- 12) Muehllehner, G.: Section imaging by computer calculation. J. Nucl. Med. 12: 76—84 page. 1971.
- 13) 斎藤宏: 立体シンチグラムと横断シンチグラム, 診療, 19: 1637—1643, 昭41.
- 14) 高橋信次: 断層撮影と廻転横断撮影, 金原出版, 東京, 1954.
- 15) 東芝電子管ハンドブック, 東京芝浦電機株式会社版, 東京, 昭45.