断層シンチグラフィ†

有 水 昇

放射線医学総合研究所臨床研究部

千葉市穴川4-9

1. まえがき

シンチグラムは放射性医薬品（以下 RI と略す）による組織臓器の描写像であり、1平面への投影像として表わされている。このために、投影方向によっては深淺および隣接する諸組織臓器が互いに重なり合ったまま描写されることがある。この場合には、それぞれの組織臓器の形状は不明瞭となり、また、その輪郭は区別し難くなる。同様なことはX線撮影像においてはしばしば見られ、診断のつごう上重複描写像を分離して表示することの必要な場合には、X線断層撮影法（X-ray body section radiography）が行なわれ診断に役立っている。

シンチグラムにおいてもX線断層撮影法と同様なことが可能であり、重複して描写された像をそれぞれ分離して描写することができるならば、これは核医学診断に役立つものと考えられる。この方法を断層シンチグラフィといい、描写像を断層シンチグラムという。断層シンチグラフィのなかには人体の横断面上の RI 分布を描写する方法があるが、これをとくに横断シンチグラフィと称する。

断層シンチグラフィはシンチカメラの普及にともなって最近2～3年間に世界的にかなり使用されており、今後核医学臨床に広く用いられる機運にある。しかし、現在でもなお種々の方法が研究されており、まだ開発段階にあるとも言えよう。

本報告では断層シンチグラフィの方法および現況を主体に述べ臨床的有用性に関する詳細は紙面のつごう上割愛することとなった。これについては後日機会を得て述べたい。

2. 断層シンチグラフィの沿革

断層シンチグラフィの歴史は約10年余である。これは1951年 Cassen ら¹⁾ がシンチグラフィの方法を初めて核医学に導入してから約10年後にあたる。

断層シンチグラフィを初めて実施したのは米国フィラデルフィア大学 Kuhl らである（1962年）。Kuhl らの方法は種々の方向からスキャンニングを行ない、それらを適当な方法で合成することにより一平面内の RI 分布図—すなわち断層シンチグラムを得るものである^{2),3)}。Kuhl らは実際に臨床に用いるために、大規模な断層シンチグラフィ専用のスキャンニング装置を試作するとともに、数方向からのスキャンニング描写像の合成を容易とするための専用の電算機を開発した（図1）。

このスキャンニング装置は3インチ直径×2インチ高の NaI 結晶を有する検出器を対向して回転機構に取り付けたもので、種々の方向からスキャンニングができるようになっていた。平面断層像、回転横断像など、各種の断層シンチグラムを得ることができた。シンチカメラによる断層シンチグラムと比べると、シンチグラムに要する時間ははるかに長い、解像力のかなり良いものが得られた^{4),29)}。現在でも立派に通用する装置と言えよう。しかし、特殊な大規模な装置のため高

図1 Kuhl の断層スキャンニング装置^{2),3)}

† Scinti-tomography in Nuclear Medicine, Noboru ARIMIZU: Department of Clinical Researches, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan.

価であり、普及するにいたらなかった。

単純な断層シンチグラフィの発想として、2本の検出器-焦点性コリメータを一定角度で交叉させる装置を用いて断層を行なう方法がある^{5),6)}。これは、2方向のシンチグラムを合成効果を利用するものである。しかし、X線撮影においては2方向の撮影では立体像しか得られず、断層像は得られないとしている。シンチグラムにおいても、2方向のシンチグラムの単なる合成では満足な断層効果を得ることはできない。

断層シンチグラムを比較的短時間で行なう方法を研究し、実用化のレベルに高めたのは米国カリフォルニア大学の Anger である⁷⁾。かれは8.5インチ直径(21.6 cm)の NaI 結晶を装備した小型シンチカメラを大型スキャニング装置(Ohio Nuclear 全身スキャナー)に取り付けて、シンチカメラによるスキャニング方法を行なった(図2)。シンチカメラには焦点性コリメータあるいはピンホールコリメータを取り付け、シンチカメラと同期して記録部のポラロイドカメラを運動させる方式により断層シンチグラムが作成された。この方法により得られる断層像は解像力にすぐれていた。しかし、小型シンチカメラを大型スキャニング装置に搭載し、スキャニングを行なう機構は高価であるために、普及するにいたらなかった。

以上はもっとも代表的なすぐれた方法および装置で

図2 アンガーの Tomo-scanner⁷⁾

小型シンチカメラをスキャニング移動させ、これと同期して記録用ポラロイドカメラを移動することにより断層シンチグラムが得られる。

あるが、このほか断層シンチグラフィに関する種々の方法が試みられた。しかし、最近、断層シンチグラフィが比較的容易に行なわれ普及する機運にあるが、このおもな理由は、シンチカメラの普及にあるとともに、これに単なる付加装置を取り付けることにより断層シンチグラフィが短時間で行なえる方法の開発にあると考えられる。

3. 断層シンチグラフィと原理

断層シンチグラムは体内の一定深度域内、すなわち断層深度における RI 分布を描写したものである。これを得るには原理的に2つの考え方がある⁸⁾。

1) 選択的計測法

断層深度内にある RI から放出される γ 線を選択的に計測し、これによって断層シンチグラムを作成する。

2) ぼかし法

断層深度にある RI 分布像はそのままシンチグラムとして描写するが、それ以外の範囲内にある RI 分布像は適当な方法によりぼかして不明瞭とする。したがって、断層像のみが強調されて描出される。

3.1 選択的計測法

ある種類の RI は崩壊時に2つ以上の γ 線をほとんど同時に一多の場合 10^{-9} 秒程度の間隔で一放出する。これを cascade decay ともいう。この場合、2方向からの同時計測を行なうことにより cascade decay の存在を知ることができる。たとえばインジウム-111 (In-111) は2.7日の半減期で崩壊して、カドミウム-111となるが、この際に0.173MeV および0.247 MeV の γ 線を同時に放出する。2本の検出器を用いて両 γ 線の同時計測を行なうと、両検出器のコリメーションの交叉した部位に存在する RI からの γ 線を選択的に計測することになる。他の部位からの γ 線が両検出器に同時にはいる確率はきわめて小さいためである。この原理を利用するとコリメーションの交叉する深度域の断層シンチグラフィを正確に行なうことができるはずである。しかし、cascade 崩壊の場合、2本の γ 線の放出方向はほとんど任意であり、その間の角度には相関関係はわずかである。そのため、たとえば、計数効率 e_1, e_2 を有する2本の検出器を用いて同時計測を行なうならば、同時計測の効率は $e_1 \times e_2$ となる。シンチグラム装置のコリメータは高指向性であるため、検出効率は通常 10^{-2} 以下のオーダーである。したがって、2本のシンチグラム用検出器を使用するな

らば同時計測の効率は 10^{-4} 以下のオーダーとなり非常に低感度となる。

von Feuerhake は5インチ NaI スキャニング装置と大型プラスチック・シンチレータ検出器とを組み合わせ合わせて検出感度の向上を図り、断層シンチグラムを得た⁹⁾。しかし、シンチグラフィの時間が長く、特別な装置が必要であるために実用的ではなかった。

有水は方法の簡略化を図るために1本の検出器による sum peak (サムピーク) 計測方法を試みた⁸⁾。たとえば、インジウム-111 を用いるならば、sum peak は

$$0.173 + 0.247 = 0.419 \text{ (MeV) である。}$$

0.419 MeV の γ 線を計測するスキャニングを行なうことにより、同時計測が行なわれる。焦点性コリメータの焦点部では2本の γ 線が同時に検出器に達する確率が急増すると考えられる。3インチ NaI 結晶付のスキャニング装置に19孔の高感度焦点性コリメータを付けて sum peak のスキャニングを行なったところ、焦点部における計数率の上昇は通常の波高値計測に比べて増加したが(図3)やはり、感度不足で断層シンチグラムを得るにいたらなかった⁸⁾。

4-in. focusing, 19-hole collimator

図3 In-111 線源を3.5cm, 10cm および16.5cm に置いてスキャニングを行なった。左図は通常の方法で線源がすべて描写されている。右図は sum peak 計測法の場合でコリメータの焦点距離(10cm)の位置の像のみが描写されている。しかし感度は通常の1/100以下である。

選択的計測法は原理的には理想に近いものであるが、以上の実験結果に示されるように、計数効率が極端に低値となるために断層シンチグラムとしての実用

性はないと言えよう。

3.2 ぼかし法

X線断層撮影の原理には、断層面の像はそのまま表わし断層面以外の像をぼかす、いわゆるぼかし法が行なわれている。断層シンチグラムでもぼかし法が成立するならば、X線断層撮影法と断層シンチグラムとは原理的に同じといえることができる。断層面以外の像をぼかす方法としては、X線断層法では基本的構成要素であるX線管球、被写体(人体)、およびフィルムのうち2者の同期運動を用いている。以下に述べるように断層シンチグラムにおいてもシンチグラムの基本的構成要素である被写体(人体)、検出器、記録部のうち2者の同期運動によって断層シンチグラムが可能である。このことがもっともはっきりしているのはシンチカメラによる断層シンチグラムである(図4)^{10)~12)}。断層シンチグラムに使用する装置により、スキャニング装置およびシンチカメラの2つに分けて述べる。

図4 3種類のX線断層撮影法 (Fig. 4A)と断層シンチグラフィ (Fig. 4B)との対比。両者は原理的に非常に類似している⁸⁾。

(i) スキャニング装置による方法

この代表的なものは前述したように Kuhl らの開発した方法である。すなわち、Kuhl らは、2本の検出器をコ字型の回転支柱に対向して取り付け、種々の角度からスキャニングを行ない(図1, 図5)全スキャニング像を電算機を用いてスキャン角度に合わせて再現し合成することにより断層シンチグラムを作成した⁴⁾。この場合、検出器と電算機によるシンチグラムの再現像との間には角度、位置ともに同期運動が成立

している。そのため、断層面上の像はつねに同一部位に描写されるが、断層面以外の像はスキャニング角度に応じて前後左右に移動しほかされる^{1), 2)}。

図5 Kuhl の横断シンチグラムの原理図^{2), 3)}。8方向からスキャニングを行ない合成する方法が行なわれている。カウントは打点ではなく、線状像として描記される。線の集中部が線源の部位である^{2), 20)}。

シンチグラムを短時間で作成するためには検出器の感度を高め、短時間で有効情報(計数)をできるだけ多く収集する必要がある。断層シンチグラムにおいてもその例外ではない。このために、大型 NaI 結晶または多検出器型の断層シンチグラム装置が試作されている。以下にその代表的なものを述べる。

Patton らの横断スキャニング装置は多検出器型である。すなわち8個の NaI 検出器が円周上に中心側に向かって配列され、これらが同時に首振り様のスキャニングを行なう。得られる計数と各検出器の方向とをともとして電算機を用いて合成が行なわれ、横断シンチグラムが作成される¹³⁾。

また、田中らの試作した横断シンチグラム装置は多結晶からなる検出器を用いるもので原理は Kuhl らのものに類似している¹⁴⁾。すなわち、主要構造は小型 NaI 結晶15個からなる検出器の4組を上下左右に対向して配置したもので全体が回転できるようになっている(図6)。合計60個の NaI 結晶からの情報をブラウン管上に表示することにより横断シンチグラムが作成される。多結晶であるために、それだけ検出感度は高まり、短時間で横断シンチグラムが得られる。

Miraldi らは hybrid 型の全身スキャニング装置に改造を加え、断層シンチグラムが得られるようにした。すなわち 3 cm × 3 cm × 30 cm の細長い大型の NaI 結晶を有する検出器を横に置き、検出器—コリメータの計測方向を垂直から 0~40° にわたり段階的に傾斜できるようにするとともに、検出器を水平面で

図6 田中らの開発した多結晶型横断シンチグラム装置。4組の検出器箱にはそれぞれ 8 mm (幅) × 57 mm (長) × 25 mm (厚) の NaI 結晶が15個はいつている。原理は Kuhl のものと同一である。放医研病院に設置してある。

旋回するように改造を加えた¹⁵⁾。検出器からの計数は位置に応じてブラウン管上に閃光として表示されるが、閃光の位置は検出器の旋回運動と同期してブラウン管内を旋回する。また、検出器の傾斜角に応じて閃光の位置はずれるようにしてある。このため合成されるシンチグラムでは断層面の像は静止像として表わされるが、非断層面の像は傾斜角に応じて移動し、ブレた像となる。

(ii) シンチカメラによる断層シンチグラム

シンチカメラは固定したままでシンチグラムを得る装置である。大型の NaI 結晶を使用しているので、スキャニング装置とくらべるとはるかに感度は高く、また、シンチグラムに要する時間は短いという長所がある。

前述したように、シンチカメラを用いると断層シンチグラムの方法はX線断層法と非常によく類似している。有水らはX線断層に用いられている諸方式、すなわち、平面断層、円軌道方式断層および回転横断のいずれともまったく類似した方式で断層シンチグラムの可能であることを示した(図4)^{10)~12), 16)}。

シンチカメラによる断層シンチグラムの代表的なものは Anger の試作した Tomo-scanner であり⁷⁾、その概要は前述のとおりである。その原理は、焦点性コリメータ付のシンチカメラ検出部と記録部のポラロイドカメラとが同期スキャニング運動を行なうことにある。焦点性コリメータを用いる場合には、コリメータからの距離の増大につれてコリメータの視野の縮小と像の拡大とが生じ、また、検出器の移動も拡大して表

示される(図2)。検出器のスキャン運動にともなう、像はブラウン管面を移動するが、遠距離にあるRIの像は速やかに移動し近距離のは緩やかに移動する。すなわち、ブラウン管上の像の移動速度はRIの深度と相関する。ポラロイドフィルムの移動速度と像の移動速度とが一致した場合には静止像となり、他の場合は移動像としてボケを生ずる。

また焦点性コリメータを用いると拡大のため解像力が高められ、得られた断層像の画質は向上する。すなわち、AngerのTomo-scannerの断層像はすぐれたものであるが、装置が高価格であるために普及性は低い。

一般に普及しているシンチカメラは11½～13½インチのNaI結晶を有し、その検出部は数100kg以上の重量でありスキャン移動は容易ではない。そのために、シンチカメラ検出部は静止したままで、コリメータ、臥台、記録系の3者のうち2者の同期運動により断層シンチグラムを得る方法が研究開発されている。このうち代表的なものでもっとも普及性のある方法は、傾斜平行多孔コリメータを回転させるものである。

回転式の傾斜平行多孔コリメータおよびこれと同期して円運動を行なう臥台——いずれも付加装置として市販のシンチカメラに装着できる——との組み合わせにより断層シンチグラムが得られる(図7)。この原理についてはFollettが1967年に発表し¹⁷⁾、Muehllehnerが多層断層法として製品化した(1971年)^{18),19)}。

有水らはこれとは別に回転式傾斜平行コリメータと同期円運動を行なう光学レンズとの組み合わせにより同時多層断層シンチグラムを得る装置を試作し臨床に使用した(1970年)^{7),11),12),16)}(図7)。

これら方式はすべて原理的には円軌道方式X線断層撮影法に近似するものである。図8, 9, 10は脳および肝についての断層シンチグラムを示すものである。30°傾斜孔のコリメータを使用すると断層間隔1cmでかなり差異のある断層像が得られる。臨床的有用性の詳細については割愛するが、たとえば脳腫瘍シンチグラムでは、病巣が脳底部および正中線近傍にあると静脈洞筋組織または脳底部などのRI集積と重複し、しばしば診断が困難となる。この場合には断層シンチグラムは異常RI集積の部位を明らかにし、病巣の診断に有用であった²⁰⁾(図8)。

解像力のよい断層シンチグラムを得るとともに断層効果を高めることなどにより診断的有用性が増すと考えられるが、このためにはシンチグラムそのものの解

図7 多層断層用付加装置⁵⁾

傾斜した多孔コリメータを回転させ、これと同期して記録部のレンズを回転すると断層シンチグラムが得られる。レンズの回転半径を変えることにより断層深度が変わる。レンズの回転の代わりに、ブラウン管面の閃光像の位置を回転する方法、および臥台を円運動させる方法などが行なわれている。それぞれ一長一短がある。

像力を高める必要がある。シンチカメラにおいては、ピンホールまたはコンバーGING・コリメータ(焦点性コリメータ)を使用することにより解像力を高めることができる。

有水らは回転ピンホール・コリメータを使用する断層シンチグラフィを開発し臨床例に用い解像力の向上を確かめた^{8),21),22)}(図10)。さらに、有水はコンバーGING・コリメータと円運動臥台とによる方法⁵⁾、Rudinらは偏心コンバーGINGコリメータと円運動臥台とによる方法¹⁵⁾などを発表している。最近シンチカメラによる全身シンチグラム法として移動臥台が市販されている。この移動臥台にスキャン移動を加え、コンバーGINGコリメータまたはピンホールを使用することにより断層シンチグラムができるわけであり、この方法はAngerの方法に類似するが、より簡単と言えよう⁸⁾。また、回転式傾斜孔コリメータの方法よりも解像力にもすぐれており、近い将来断層シンチグラムの主流として普及するものと思われる。

(iii) 断層情報の電算機処理

断層シンチグラムのもっとも簡便な記録表示はブラウン管(CRT)の像をポラロイドフィルムで撮像することである。フィルム撮像法では身体backgroundの除去、画像のコントラスト強調を任意に行なうことは不可能であるが、電算機による画像処理ではこれらが可能であり^{2),3),24)}、また方法によっては多層断層図または3次元的断層図の作成もできる²⁵⁾などの利点がある。しかし平面断層シンチグラムでは、簡便なポラロイド撮像でも診断価値の高い像を得ることが多いし、また同時多層断層シンチグラムも可能である。

横断シンチグラムとなると障害陰影の出現、身体

図8 脳腫瘍の断層シンチグラム

透明中隔 (Septum pellucidum) より発生したグリオーマ (Glioma) である。上段は通常の3方向のシンチグラムで、左端は右側面像を示し、右側頭の脳底部にわずかの打点増加を表わす。異常か否か判定し難い。下段は断層シンチグラムで、中央図 (正中より約2 cm 右) の矢印の部に異常な打点増加を表わす。正中やや右寄り、下垂体上に相当する位置に病変のあることがわかる。

background (いわゆる non-target area の counts) の増加などのため電算機処理を必要とするようである。前述のように横断シンチグラムは横断面内の種々の方向からシンチグラフィを行ない、これらを1つの図として合成したものである。合成図作成のもっとも単純な方法はブラウン管上の影像を撮影する方法であるが、この場合、計数は点状閃光ではなくシンチグラフィの方向に合わせた線状像として表示される。したがって、RI の集積部 (hot spot) があれば線状像は集中し、その部位に陽性像を得る (図5)。RI 集積部が数を増し複雑な形状を呈すると線状像が複雑に交叉し、RI 集積部以外にも線状像は集合して陽性像に類似した像すなわち、障害陰影 (Ghost images) を形成する場合がある。すなわち、横断面上の RI 分布を正しく表示しないことになる。電算機による横断シンチグラムの処理とは、こうした障害陰影の出現する確率を減じ、RI 分布を正しく表現するために行なわれる。この方法はシンチグラムの方向および横断面内の位置により表示パターンを変化させるものである。このようなパターンを得る数式はプログラムされて電算機に記憶され、電算機は横断情報 (計数とシンチグラム方向など) によってパターンを作り横断像を合成していくのである。プログラミングに関しては多くの報

告があり^{13), 26), 27)}、また、今後とも作られていくものと思われる。いずれにせよ RI の横断面上の複雑な分布をより忠実に描出することが必要とされる。

(iv) 陽電子断層シンチグラム

陽電子は組織中で陰電子と結合して消滅するが、その際に 0.51 MeV の γ 線を2本180° の方向に同時に放出する。

2組のシンチカメラ検出器を対向して置き、その間に被写体 (患者) を入れてシンチグラフィを行なう。それぞれの検出器に同時にはいる γ 線の位置を電算機に記憶させ、電算機処理を行なうと任意の面での断層シンチグラムが得られる²⁸⁾。この方法も断層面以外の RI 像をぼかすという、一種のぼかし方法である。2組のシンチカメラにはシンチグラムに使用するようなコリメータは使用しない。このため、感度は非常に上昇するが、それとともに散乱線を多く計測するので計測計数は非常に多くなり、速い計数率に追従できるようなシンチカメラが必要とされる。

(v) X線断層との境界領域

X線断層法はX線フィルムを用いて人体を透過したX線を直接撮像するものである。シンチグラムにおけると同様にX線横断撮影像は平面断層像と比べて一般に画質が低下する。X線の人体透過を数量的に計測

No. 48-154

Diagnosis: Metastatic liver tumor
Tc-99m sulfur colloid, 3.4 mCi i.v.

Regular scintigram

6 cm depth

2 cm depth

8 cm depth

4 cm depth

10 cm depth

図9 肝転移の断層シンチグラム

左葉は浅層、右葉は深層にまで広がることを示される肝転移巣は4～8 cm の深さにわたる。

し、この情報を電算機で処理することにより、X線横断像の画質の向上する可能性がある。この方法として透過X線をNaI結晶で計測し、その強さを電流値として求めて横断情報とする(図11)。この横断情報をもととして人体頭部の横断面を作成する専用の装置が商品名EMI Scannerとして最近製作され、脳腫瘍、水頭症など脳疾患の診断に対する有力武器とみなされている(図12)。シンチグラムにおいても透過シンチグラム(transmission scintigram)が行なわれているので、EMI-Scannerは核医学—X線診断の境界領域の装置と考えられる。シンチグラムにおける情報の処理技術をもとにして、透過放射線から組織臓器の形態に関する画像を作成する方法が今後開発され、核医学診断に寄与すると考えられる。

4. 断層シンチグラムの問題点

断層シンチグラムにおいては非断層面の像を運動によってぼかし消去する方法が用いられている。しかし、シンチグラムそのものの解像力は決して良いものではなく、かなりボケた画像ということができる。そのために非断層面の像のぼかし方をX線断層撮影法とくらべて非常に大きくする必要がある。逆に、シンチグラムの解像力が現状よりも向上すると断層効果をさ

T.A. 46y.
99mTc 10mCi i.v.

(198~226sec.)

Ordinary scintigram

3cm深

5cm深

7cm深

9cm深

図10 回転ピンホール・コリメータによる脳腫瘍の断層シンチグラム。右前頭側頭部の脳腫瘍(髄膜腫)と脳表面頭蓋との関係がよくわかる。前額部より5～7 cmの深さが最もはっきりしており、腫瘍の深さを示す。

図11 EMI Scanner (EMI パンフレット)
頭部の周囲をX線管球と NaI 結晶検出器とが
対向したまま回転し、スキャニングを行ない、
頭部の透過X線量を正確に測定し、これによっ
てシンチグラム（横断像）を作成する。病変が
あると透過線量のごくわずか（～3%）変化す
る。

図12 EMI Scanner により頭部横断像
脳内出血巣が右側頭後方（白い部位）にはっき
りと示される。RI 投与を行わず透過X線で
横断シンチグラムが得られる。
(EMI パンフレット)

らに高めることが可能である。この意味から、シンチ
グラムの研究開発により、感度および解像力のすぐれ
たシンチカメラの出現を強く期待するものである。

断層シンチグラムにおける有効情報は断層深度の範
囲内にある RI からの γ 線に限られ、非断層面からの
 γ 線はむしろノイズ（雑音）に属する。RI の量は断
層範囲の厚さにも関係するが、通常非断層面のほうが
断層面とくらべて圧倒的に多いと考えられる。良い断
層像を得るには有効情報の精度を高めなくてはならぬ
が、このためにはどうしても RI の投与量を増加し、
情報量を多量とすることにより統計的誤差の出現を少

なくする必要がある。この意味から少ない被曝線量で
断層シンチグラムを行なうには短半減期 RI の大量投
与が要求されよう²²⁾。

文 献

- 1) Cassen, B., Curtis, C., Reed, C. & Libby, R.: *Nucleonics*, **9**, 46 (1951)
- 2) Kuhl, D.E.: Progress of Medical Radioisotope Scanning, 171, U.S. AEC, TID-7673, Oak Ridge (1962)
- 3) Kuhl, D.E. & Edwards, R.Q.: *Radiology*, **80**, 653 (1963)
- 4) Kuhl, D. E. & Sanders, T. P.: *J. Nucl. Med.*, **11**, 2 (1970)
- 5) 前田知穂: 日本医学放射線学会雑誌, **28**, 1327 (1969)
- 6) Hisada, K., Hiraki, T., Ohba, S. & Matsudaira, M.: *Radiology*, **88**, 129 (1967)
- 7) Anger, H.O.: Medical Radioisotope Scintigraphy **1**, 203, IAEA, Vienna (1969)
- 8) Arimizu, N.: Medical Radioisotope Scintigraphy **1**, 369, IAEA, Vienna (1973)
- 9) Von Feuerhake, I.: *Atompraxis*, **14**, 405 (1968)
- 10) Arimizu, N., Kakehi, H. & Saegusa, K.: *J. Nucl. Biol. Med.*, **15**, 73 (1971)
- 11) 有水昇, 寛弘毅: 第29回日本医学放射線学会総会抄録, 190 (1970)
- 12) 有水昇: シンチグラフィの基礎と臨床1, 金原出版株式会社, 東京 (1970)
- 13) Patton, J. A., Brill, A.B. & King, P.H.: *Medical Radioisotope Scintigraphy*, **1**, 355 (1973)
- 14) 田中栄一, 飯沼武, 野原功全, 樫尾英次, 桂田昌生, 南条幸夫: 核医学, **10**, 292 (1973)
- 15) Miraldi, F., Yon, E.T. & Rejali, A.: *Medical Radioisotope Scintigraphy*, **1**, 121 (1973)
- 16) 有水昇, 寛弘毅: 第9回日本アイソトープ会議報文集, 346 (1969)
- 17) Follett, D.: Rapporteur Report, Radioactive Isotopes in Localisation of Tumor, 11 William Heinemann Medical Books, London (1969)
- 18) Muehllehner, G.: *J. Nucleonics*, **11**, 347

- (1970) (Abstract)
- 19) Muehllehner, G.: *Phys. Med. Biol.*, **16**, 87 (1971)
 - 20) 有水昇, 松本徹: 核医学, **10**, 232 (1973)
 - 21) 館野之男, 寛弘毅, 三枝健二, 川名正直, 有水昇: 核医学, **9**, 360 (1972)
 - 22) 有水昇: 癌の臨床, **18**, 232 (1972)
 - 23) Rudin, S., Rider, K. L. & Hart, H. E.: *Radiology*, **102**, 371 (1972)
 - 24) Freedmann, G.S.: *Radiology*, **102**, 365 (1972)
 - 25) Schmidlin, P.: Medical Radioisotope Scintigraphy 1, 409, IAEA, Vienna (1973)
 - 26) Kuhl, D.E., Edwards, R.Q., Ricci, A.R. & Reivich, M.: Medical Radioisotope Scintigraphy, **1**, 347 (1973)
 - 27) Myers, M. J., Keyes, W. I. & Mallard, J.R.: Medical Radioisotope Scintigraphy, **1**, 331 (1973)
 - 28) Anger, H. O.: Medical Radioisotope Scanning, 59, IAEA, Vienna (1959)
 - 29) Kuhl, D.E.: Medical Radioisotope Scanning, **1**, 273, IAEA, Vienna (1964)
-