

Title	肝臓断層シンチスキャンニング
Author(s)	前田, 知穂
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 28(10), p. 1327-1336
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/14873
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

特別掲載

肝臓断層シンチスキヤニング

神戸大学医学部放射線医学教室（指導 橋本和之教授）

前田 知穂

（昭和43年10月30日受付）

Hepato-lamino-scintiscanning

Tomoho Maeda

Department of Radiology, Kobe University, School of Medicine

(Director: Prof. Kazuyuki Narabayashi)

Although the scintiscanning is a useful diagnostic method for hepatic diseases, the scintigram merely presents a projected pattern on a plane. So, with a scintigram, observation of a three dimensional distribution of Radioisotopes is not possible.

Besides, it has difficulties to detect small tumors which are deeply situated in the thick organ like a liver.

In order to obtain the stereographic effect and contrast accentuation of the small counting rate change on the scintigram, a new scintiscanning method named "the Laminoscintiscanning" was developed.

Two scintillation probes are arranged crossing at the foci of honey cone type collimators at right angles, and pulses from both scintillation probes are fed into the multiplying circuit after pulse height analysis. The multiplying circuit consists of magnetic field current controller and the semiconductor current controller.

The outputs of these controller became the product by semiconductor and the product was fed to the memoriscope, and the memoriscintigram were obtained.

The lamino-scintigram shows the section which is taken at the depth of the focus of the detector.

From the experimental and clinical application of Laminoscintiscanning, the following results were obtained:

- 1) Three dimensional understanding of organs became possible to a certain degree.
- 2) By the utilization of the multiplying circuit, the contrast is more strongly amplified than by other scintiscanning methods.
- 3) In experimental scanning on a liver phantom, which is 10 cm in depth and contains $700\mu\text{Ci}$ of ^{198}Au , it is possible to recognize a tumor with the size of 1.5 cm in diameter situated at less than 5 cm in depth, and 3 cm in diameter at more than 7 cm in depth.
- 4) In clinical applications, the laminoscintiscanning can indicate the depth of the tumors in the liver and can detect a deeply situated small cold area which cannot be recognized by ordinary area scintiscanning. Then the morphological aspect of tumor in the liver are accurately grasped.

I 緒 言

肝シンチスキャニングは、1953年 Yuhl¹⁾ らおよび Anger²⁾ が ^{198}Au -Colloid を用いた面シンチグラムについて報告し、1957年には Friedell が ^{198}Au -Colloid と ^{131}I -Rose Bengal による肝、胆嚢シンチスキャニングを報告して以来、肝の形態異常とくに Space occupying lesion の診断に広く用いられるようになった。

肝シンチグラムには打点記録あるいは写真記録方式が一般に用いられている。これらの記録方式では Space occupying lesion がある程度大きい、比較的肝の表面近くに存在する場合には鮮鋭な欠損像として描出される。腫瘍が小さいか、肝の中心近くに存在するときは条件を変えてくり返し測定を行わないとその検出は困難である。

このため測定及び記録方法に諸種の改良がなされてきた。

1959年 Mallard により Color scintiscanning が試みられ、1961年に多色テープで脳腫瘍像を描いている。わが国に於いても、1962年寛³⁾、尾関⁶⁾ により、それぞれ異つた独自のカラー方式が開発された。これらは色別による等線量曲線が描かれており、全体の臓器の形態、大きさのみならず、定量的観察、判定が可能となつた。われわれの教室でもカラーシンチスキャニングの開発と共に、呼吸停止時すなわち吸気時のみシンチスキャナーが作動し記録する装置を作り、呼吸による肝移動(約3cm)のぼけ像を除去し得た⁷⁾。これにひきつづき全ての情報を唯1回の走査で記録し得、任意のコントラストで再現し観察できるメモリーシンチスキャニングが当教室の西山⁸⁾ により開発され、従来の何れの方法より腫瘍の検出能は著しく向上した。

しかし、このような面シンチスキャニングの肝腫瘍などの検出能は未だ満足すべきものとは云い難く、肝のような厚みの大きい臓器における深在性小腫瘍の詳細な検討は困難である。

このためレ線写真におけると同様の断層効果を有し、かつ対照度を強調してカウント数の小差を明らかに描出し得る断層シンチスキャニングを開発したので報告する。

Fig. 1 Block diagram of the Lamino-memory Scinti-scanner

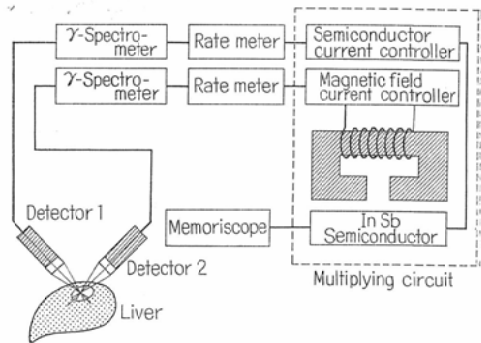
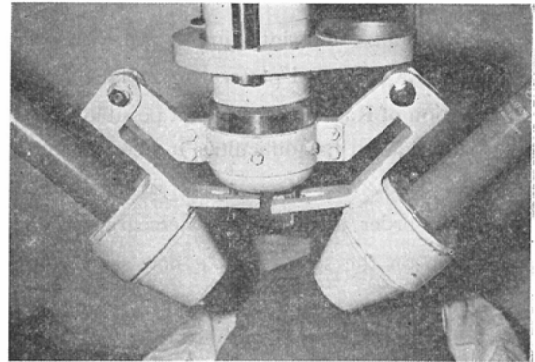


Fig. 2 Scanning Head of the Lamino-scintiscanner



II 方 法

試作した断層シンチスキャナーの主要構造は Fig. 1 に示す如く次の各部分より成る。

1. 検出、駆動部

2"×2"φの NaI (Tl) crystal をもつ二台のシンチレーションプローブのそれぞれに焦点距離10cmの37孔ハニコーン型コリメーターを装着し、コリメーターの焦点でその軸が直交する様配置する (Fig. 2)。これを神戸工業製シンチスキャナーの Scanning head に固定した。走査速度は毎秒6mm、行間隔は5mmとした。

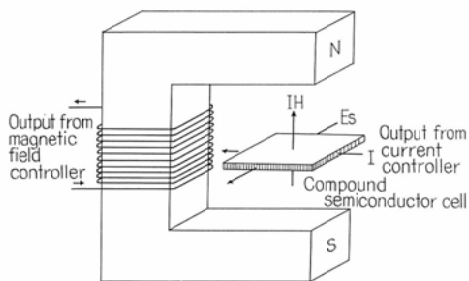
2. Medical spectrometer

それぞれの検出器よりの信号は別個のγスペクトロメーターでエネルギー選別を受け、レートメーターを通して単位時間(0.1秒)内の計数率として積算回路に導かれる。

3. 積算回路 (multiplying circuit)

積算回路の主要構成部分である積算素子を Fig-

Fig. 3 Origin of the Multiplying circuit



3に示す。

混合半導体のホール効果によつて得られる起電力は、素子を通る電流量と磁場の強さに対し

$$E_s = \mu \cdot \frac{I_H \cdot I}{d}$$

なる関係がある。

- 但し E_s : 起電力 I_H : 磁場の強さ
 I : 電流量 d : 半導体結晶の厚さ
 μ : 誘磁率

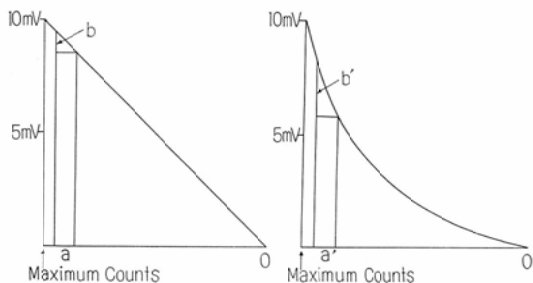
半導体結晶の厚さを充分にうすくすれば d は結晶素子最少単位に近づき、起電力は電流量と磁場の強さの積であらわされる。

半導体結晶には InSb の蒸着膜で作られた Fuji 電機製の HA-II 型を使用した。

それぞれのレートメーターからの毎 0.1秒間の計数率即ち出力電圧を、一方は電流変調回路を通して電流量とし、又一方を磁場変調回路を通して磁場の強さに変換し、前述の混合半導体のホール効果により電流量と磁場の強さの積としてとり出す。

レートメーターの出力は最大カウント数で最大出力10mVを示すように調節する。単一のレート

Fig. 4 Relation between output from Rate meter and counts Specific Curve of the Multiplying Circuit



メーターではそのカウント数の減少に応じその出力電圧も直線的に減少する。二つのレートメーターからの出力が積算回路を経ると、それぞれのカウント数の直線的減少に対し、積算出力は二次函数的減少を示す。これらの特性を Fig. 4 に示す。僅かのカウント数の差 (a, a') によるその出力の減少を比較すると、単一のレートメーターからの出力の差 (b) に比べ、積算回路よりの出力の差 (b') は大きい。このことはカウント数の多い領域でもその変化を容易に捉え得ることを示す。

4. 記録部

ブラウン管自体に記憶電極を内臓するメモリースコープ (日立製 V-108型) をシンチグラム記録ならびに再生装置として用いる。

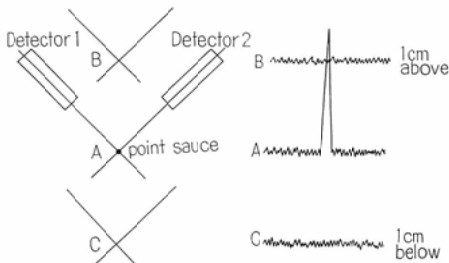
積算回路よりの積算出力をメモリースコープの輝度変調回路に導くことにより、ブラウン管上に積算値の多いところは輝度の高い輝点数が多く書き出される。この画面上の輝点は scanning movement と同期してシンチグラムが描出される⁸⁾。

像はスキヤニング終了後任意のコントラストで再現され、観察後ポラロイドカメラで記録する。

III 基礎実験

1. 点線源を用いて線源を含む面及び 1 cm 上及び下の面で線シンチスキヤニングを行つた結果は Fig. 5 の如くで、垂直方向にすぐれた解像力を有することが理解される。

Fig. 5 Stereographic Effect of the Lamino-scintiscanning



2. 種々の大きさの腫瘍相当のパラフィン球を内臓した ^{198}Au 700 μCi を含む肝模型を Fig. 6 に示す。

この肝模型の面シンチグラム (メモリーシンチ

Fig. 6 Phantom of the Liver

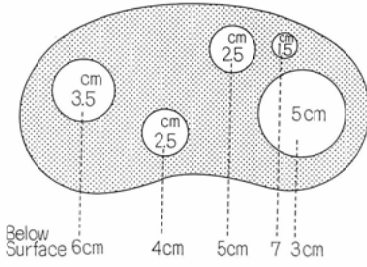
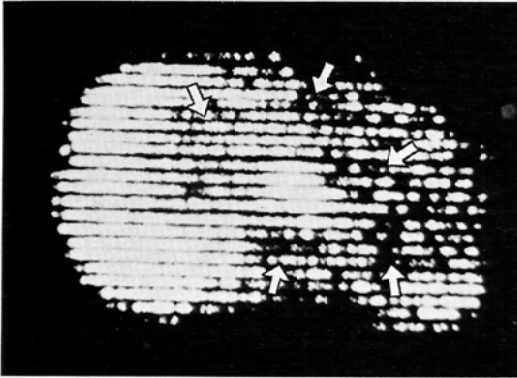
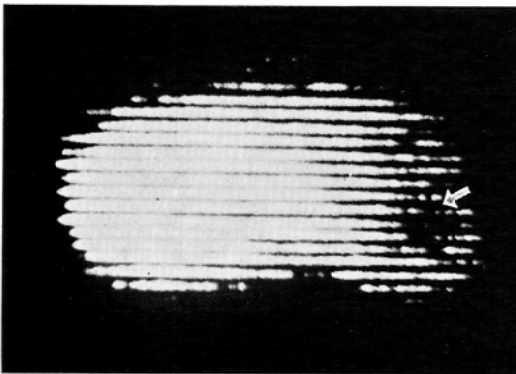


Fig. 7 Memory-scintigram of the Liver phantom



グラム)は Fig. 7の如くで, space occupying lesion は明らかに認知し得るが, これら個々のパラフィン球の識別は困難である. 断層シンチグラムは Fig. 8 (a~e) に示す通りで肝模型表面より, それぞれ 1 cm, 2.5 cm, 4 cm, 5.5 cm及び 7 cmの像である. 各層とも肝模型の断面図とよく一致した断層シンチグラムが得られ, パラフィン球の一個一個がよく判別できる.

Fig. 8. Lamino-scintigram of the Liver phantom a 1 cm below surface



以上のごとく肝模型におけるパラフィン球の検出能は一段と向上し, 直径 1.5 cm のもので深さ 5 cm, 2 cm 直径のもので深さ 6 cm, 3 cm 直径では深さ 7 cm 以上でも明らかに認知することができた (Fig. 9).

Fig. 8. b 2.5 cm below surface

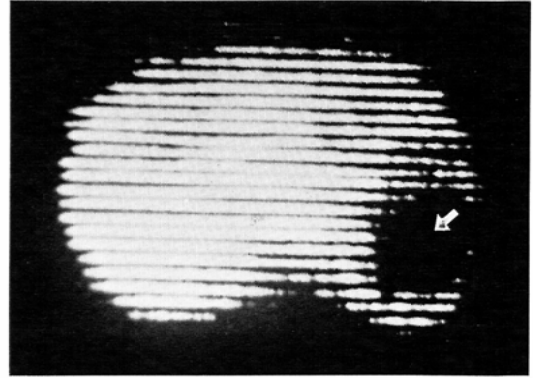


Fig. 8. c 4 cm below surface

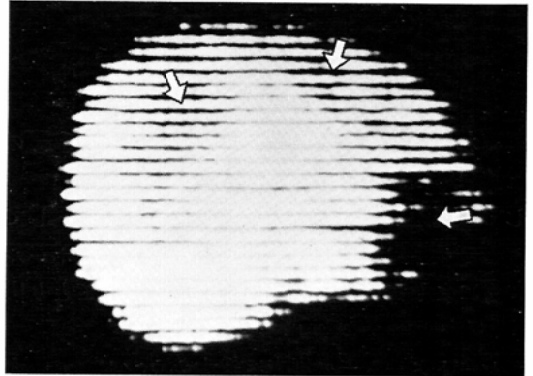


Fig. 8. d 5.5 cm below surface

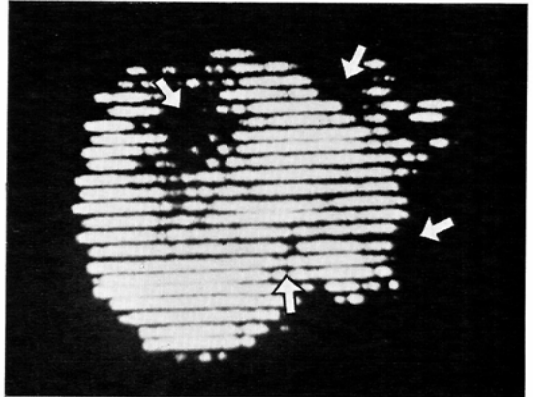


Fig. 8. e 7 cm below surface

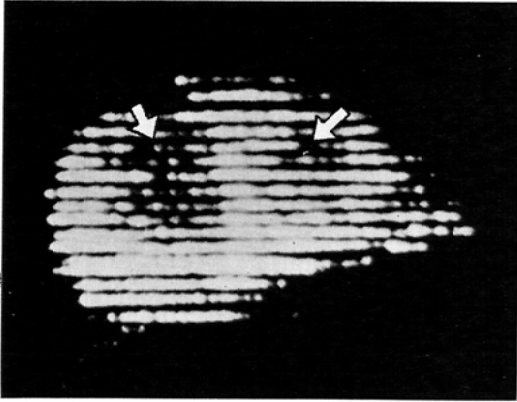


Fig. 10 Case I 23ys. ♀
postnecrotic liver cirrhosis

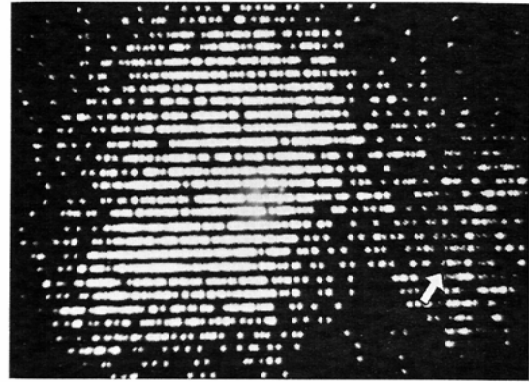


Fig. 9 Comparison of Dot-scintiscanning, Memory-scintiscanning and Lamino-scintiscanning in respect of the relation between site and size of detectable paraffin spheres in phantom

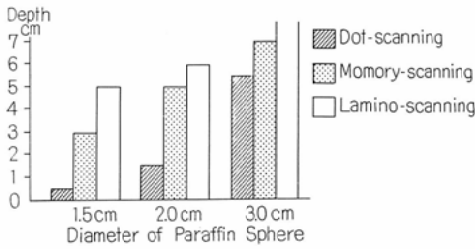
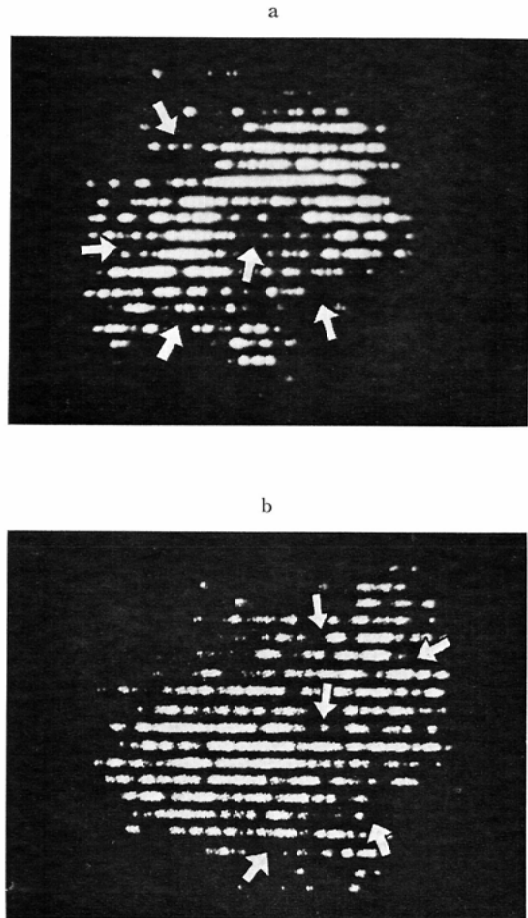


Fig. 11 Lanninoscintigrams of the same case as Fig. 10



IV 臨床例

手術、生検あるいは剖検などにより確認し得た症例25例につき検討した。

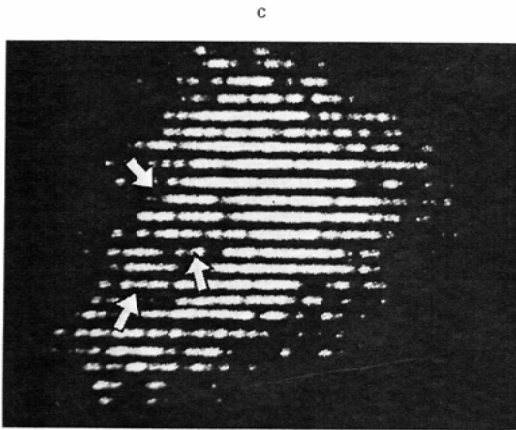
その内訳は原発性肝腫瘍10例、転移性肝腫瘍9例、肝外腫瘍1例、肝硬変症5例である。¹⁹⁸Au-Colloid の10~12 μ Ci/kgを静注投与し30~40分後よりスキヤニングを行つた。その測定条件はエネルギー選別領域を412 \pm 25KeV、走査速度は6mm/sec、行間隔を5mmとした。

全例にメモリーシンチスキヤニングを施行、その後腹壁下3cm、4.5cm及び6cmの三層についての断層シンチスキヤニングを行つた。

症例1 23才 ♀ postnecrotic liver cirrhosis
メモリーシンチグラムを Fig. 10に示す。

肝の萎縮像と脾像(⇐印)の出現をみる。

メモリースコープの輝度を減じてゆくと肝の中央に Cold lesion を思わせ、肝の辺縁不整像が認



められた。硬変肝が最も疑われたが肝癌の存在を否定出来ず断層シンチスキヤニングを施行した (Fig. 11a,b,c).

腹壁下3cm (a) で肝右葉の中央部に円形の欠損像を認め、周辺にも数個の欠損像を認める。腹壁下4.5cm (b) 及び6cm (c) でも同様に円形乃至類円形の欠損像を多数認める。

臨床上、肝硬変の症状が強いまま死亡、剖検によりこれらの欠損像は、壊死による空洞とほぼ同大であることが確認された (Fig. 12a,b). Fig. 12 b は肝の縦断面の一部を示し、中央部の円形壊死

Fig. 12 Autopsy specimen of Case I

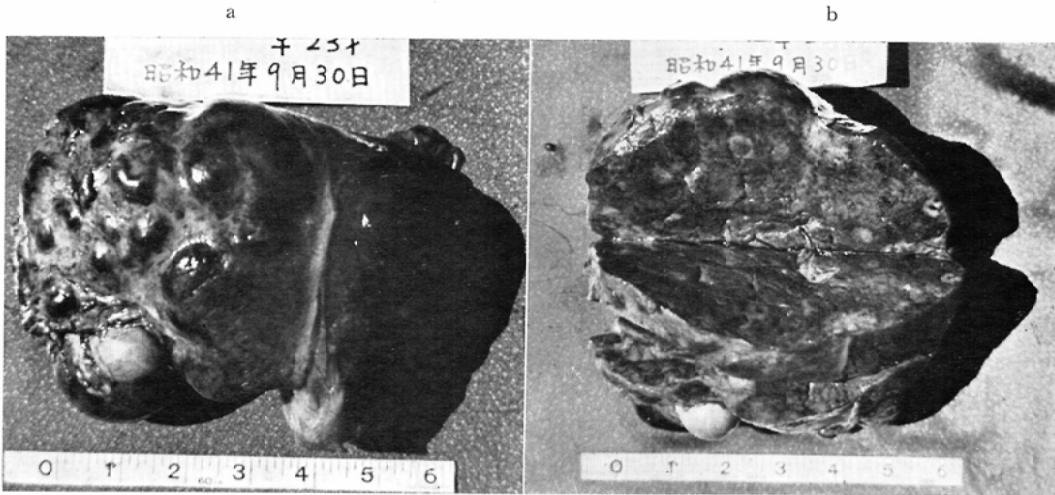
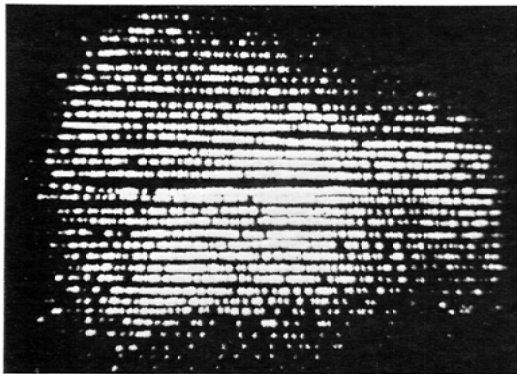


Fig. 13 Case II 68ys. ♀
Hepatoma



巣はやや深部に迄達しており、断層シンチグラムの所見と一致する。

組織学的に postnecrotic liver cirrhosis であつた。

症例2, 68才 ♀ Hepatoma

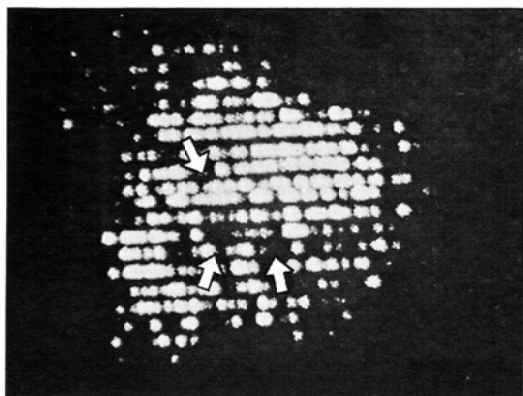
メモリーシンチグラムを Fig. 13に示す。

肝の腫大、肝右葉のR I分布不整、脾像の出現等が認められる。肝門部にもR I欠損像が疑われるが判然としない。

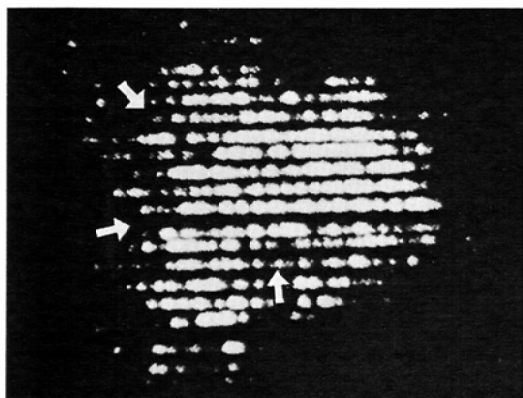
断層シンチグラムは Fig. 14 (a,b,c) に示すごとく、腹壁下3cm (a) で明らかに肝門部の欠損像を認める。4.5cm (b) の層では肝右葉にも欠

Fig. 14 Laminoscintigram of the same case as Fig. 13

a



b



c

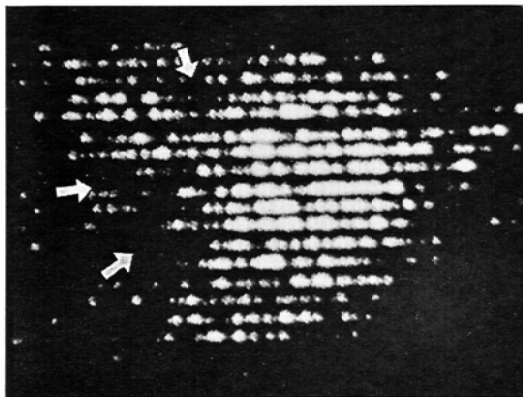


Fig. 15 Case III 65 ys. ♂
Livermetastasis from lung cancer

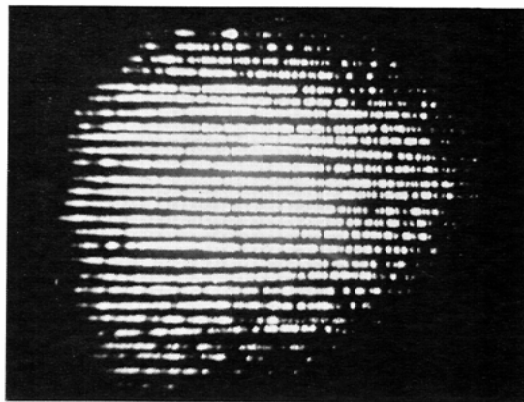
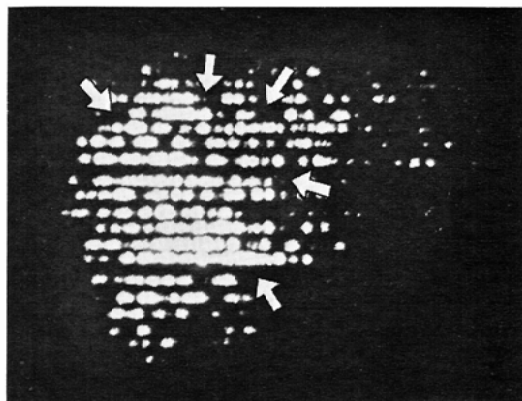
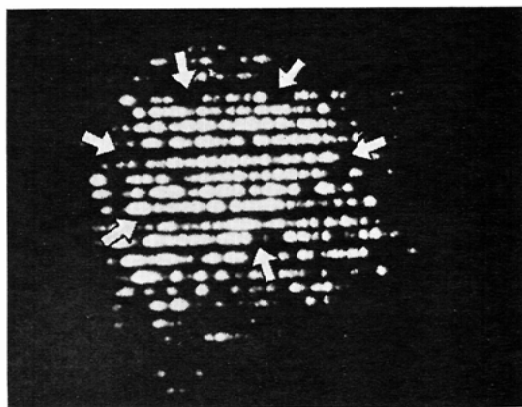


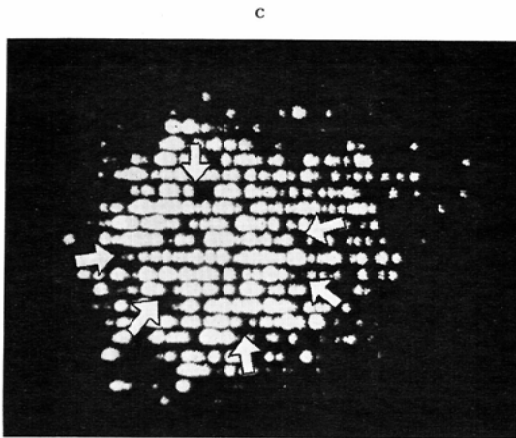
Fig. 16 Laminoscintigrams of the same case as Fig. 15

a



b





損傷が認められ、腹壁下6 cm (c) の断層シンチグラムでは肝右葉の大きな欠損像が現われた。これら3層の断層シンチグラムから肝の立体的観察を行うと、肝癌が肝右葉背部から肝門にわたり広汎に浸潤していると推測された。強い黄疸症状のまま死亡、剖検によりシンチグラムで示された通りの病巣の拡がりを確認した。

症例3 65才 ♂ Livermetastasis from lung cancer

Fig. 15はメモリーシンチグラムである。やや腫大した肝に数個の space occupying lesion と思われる像を認めるが転移巣であるとは確認できない。

断層シンチグラムを Fig. 16 (a,b,c) に示す。腹壁下3 cm (a) で肝の左葉に欠損像を、4.5 cm (b)、6 cm (c) に於いてもそれぞれ数個の欠損像を認め多発性肝転移と診断し得た。

V 考 案

肝の形態的診断法として Hepatoscintiscanning は重要な役割を占めている。殊に space occupying lesion の診断には記録方法に種々の改良が試みられ、その検出能は著しく高くなつた。

一方肝における space occupying lesion の立体的な拡がりを知るには深さに応じた断層像が望まれる。しかしながら現行のスキヤニング法に対し検出機構の改良が行われぬ限り、一枚のシンチグラムは臓器の一方からの平面図にすぎない。

1958年、Kuhl⁹⁾らにより ^{125}I -Rose Bengal を

用い肝の表面に近い部分のみを示すシンチグラム描出法を Rotational scanning と名づけたのが断層への第一歩である。

その後、 ^{125}I -Rose Bengal, ^{131}I -Rose Bengal および ^{198}Au -Colloid などエネルギーの異なる核種を用いて肝の深さに対する識別方法が試みられている¹⁰⁾¹¹⁾が、肝細胞より排泄される Rose Bengal と、網内系に噴食され沈着したままの ^{198}Au -Colloid のシンチグラムを同一視し得ない難点があり、又原理的にもこれらの方法は本来の断層概念とは異なる。

その後、Kuhl¹²⁾¹³⁾ は二つの Section scanning 法、すなわち longitudinal section scanning と transverse section scanning を開発し、肝及び脳腫瘍例への展開について報告した。

前者は仰臥せる患者に対し垂直に向けた検出器を走査させる従来の面シンチグラムに加え、検出器を垂直に対し前、後、左右の四方向からそれぞれ30度の傾斜をつけて走査させ、合計五枚のシンチグラムを得る。これらを closed-circuit television system で観察しながらそれぞれに分離してあらわれた陽性像を重ね合せて脳腫瘍の局在を決定する。

又後者は一対の検出器を対向させ、体軸に対し垂直な面をはさみ平行に走査させながら、これら検出器の対向軸をそれぞれ15度づつかえて患者の体の全周を走査する。

二本の検出器からのパルスは加算され、オシロスコープ上に検出器の対向軸の動きと同期してカウント数に応じた輝度で走査線を描かせる。輝線の集積は R I の集積を示す。

これらを基礎的実験並びに臨床的に応用し興味ある成績を得ている。

著者は1962年来 scanning head に2本のシンチレーション・プローブを用い、そのハニコーン型コリメーターの主軸で直交させ、同時計数回路を用い accidental coincidence により得られたカウント数をカラー表示した“Lamino-color-scintiscanner⁷⁾¹⁴⁾”を試作した。さらに感度をよくするために種々の改良を加え、それぞれの検出器からのパルスを計数率に変換し、積算回路で積の形

としてとり出しメモリースコープ上に描記した“Lamino-scintiscanner”を開発した。

本装置は腫瘍部と非腫瘍部の計数値の小差を積算回路の応用により著しく拡大することが出来るため、従来のシンチスキャニングで描出し得ない小さい腫瘍を検出し得る利点を有している。

すなわち前述の ^{198}Au 肝模型実験におけるパラフィン球検出能を従来の方法との比較を Fig. 9 に示す。1.5cmφ のパラフィン球は従来の打点シンチスキャニングでは僅か 0.5cm の深さ迄しか検出し得ないのに反し、メモリーシンチスキャニングでは 3 cm の深さ迄可能となるが、本装置により 5 cm の深さ迄認知し得る。又、2 cmφ のものでは打点シンチスキャニングで 1.5cm まで、メモリーシンチスキャニングでは 5 cm の深さまで検出可能となつたが、本法ではさらに深く 6 cm まで検出可能である。3 cmφ のものとなると、打点法の 5.5 cm、メモリー法の 7 cm に比し本法ではそれ以上の深さのパラフィン球の検出も可能である。

臨床的に断層シンチスキャニング終了後、すみやかに手術もしくは剖検し得た症例は 25 例中 14 例であつた。他の 11 例は本法施行後数ヵ月以上を経て確認されたため、その病理所見は本法所見に比べ病変の拡がりは大きく一致しなかつた。

直ちに手術もしくは剖検で確認し得た症例の中で、従来の面シンチスキャニングと断層シンチスキャニングとの診断率の比較を表 1 に示す。面シンチスキャニングでは診断率 71.4%、疑診 28.6% で、一方断層シンチスキャニングでは診断率 85.7%、疑診 14.3% であつた。面シンチグラムでは、いずれも深在性小腫瘍の検出が困難であつたのが、肝腫瘍 11 例中 3 例であつた。これに比し断層シンチスキャニングではこれらの同一症例の腫瘍の検出が 3 例共可能であつた。

右季肋部に呼吸性移動を伴う巨大な腫瘤を面シンチグラム上原発性肝癌としたが、断層シンチグラムで肝外性腫瘍であると診断し、手術により副腎腫瘍と確認された症例もある。

断層シンチスキャニングのみによる肝硬変症の診断は壊死描出に役立つのみで、これら肝疾患診断のためには機能的診断法¹⁵⁾と併せて従来の面シ

Table 1 Diagnostic ability of the area-scintiscanning and the lamino-scintiscanning

	cases	diagnostic accuracy of area-scintiscanning	diagnostic accuracy of lamino-scintiscanning
primary hepatic tumor	6	5 $\frac{8}{11}$ cases	6 $\frac{11}{11}$ cases
metastatic tumor of the liver	5	3	5
liver cirrhosis	2	2	0
extra hepatic tumor	1	0	1
total	14	10 cases	12 cases

ンチスキャニングで疾患の全貌を把握する必要があり、本法はむしろ精密検査法としての役割と価値について考慮されるべきである。

一方本装置の欠点として次のことが挙げられる。

すなわちレートメーターよりの出力を積算回路に導入しているため、

1) scanning movement に対しレートメーターの時定数が大きく、像のヒズミを生ずる。このため scanning speed に制限がある。

2) 本装置の測定開始前の予備調節が煩雑であること。すなわち積算回路の特性 (Fig. 4) に示すごとく、面シンチグラム描出後その最大カウント数を示す部位でレートメーターの出力を 10mV に調整したのち、本スキャニングを行わねばならない。

これらの改良方法として、digital表示型積算回路及び同時多層断層装置の開発が考えられる。

V 結 語

1) 二本のシンチレーションプローブのそれぞれに焦点距離 10cm の 37 孔ハニコーン型コリメーターを装置し、コリメーターの焦点でその主軸が直交する様配置する。プローブよりの信号は γ -スペクトロメーターを経てレートメーターの出力として積算回路に導かれ、両者の積としてメモリースコープに導入し断層メモリーシンチグラムを描記した。

2) 積算回路の応用により従来の何れの対照度強調方式よりもコントラストは増強された。

3) 本法により肝のごとき厚みの大きい臓器の任意の面に於けるシンチグラムを描出し得、これらのシンチグラムの重ね合せから三次元的観察が可能となつた。

4) 腫瘍になぞらえた種々の大きさのパラフィン球を内臓した ^{198}Au の $700\mu\text{Ci}$ を含む厚さ 10cm の肝模型で、直径 1.5cm のパラフィン球は深さ 5cm まで、 2cm 直径のものは深さ 6cm まで、 3cm 直径のものでは 7cm 以上の深さでも明らかに認知し得た。

5) 臨床的に従来の面シンチグラムでは見出し難い小病巣をも検出し得、しかも、深さに応じたシンチグラム描出によつて肝腫瘍の進展様相をより正確に把握し得た。

6) 肝疾患の診断は機能検査および面シンチスキャニングによるべきで、断層シンチスキャニングは space occupying lesion の精密検査法としてその真価を発揮する。

(稿を終えるに臨み終始御指導、御鞭撻並びに御校閲を賜つた恩師榎林和之教授に深い感謝の意を捧げます。又御指導、御助言をいただいた松本市平博士並びに富永輝博士に深謝の意を表すると共に御協力いただいた井上善夫理学士に厚く感謝いたします。)

本論文の要旨は第25回日本医学放射線学会総会並びに第6回日本核医学会総会に於て発表した。

References

- 1) Stirret, L.A., Yuhl, E.T. and Libby, R.L.: Hepatic Radioactivity Survey. *Radiology*, 16, 930 (1953).
- 2) Anger, H. O.: A Multiple Scintillation Counter in vivo Scanner. *Am. J. Roentgenol.*, 70, 605 (1953).
- 3) Friedell, H.L., Mac Intyre, W.I. and Rejali, A.H.: Method for Visualization of Configuration and Structure of Liver. *Am. J. Roentgenol.* 77, 455 (1957).
- 4) Mallard, J.R. and Peachey, C.J.: A Quantitative Automatic Body Scanner for the Localization of Isotope in Vivo. *Brit. J. Radiol.*, 32, 652 (1959).
- 5) 寛弘毅: ラジオアイントープ (R.I.) の診断的応用—体外よりの R.I. 測定法を中心として。日医放会誌, 22, 415 (1962).
- 6) 尾関己一郎: 放射性同位元素の診断的応用—特に悪性腫瘍の R.I. スキャニングを中心として。日医放会誌, 22, 448 (1962).
- 7) 榎林和之: 悪性腫瘍に対する放射線診断の進歩。第16回日本医学会総会学術講演集, II, 655 (1963).
- 8) 西山章次: メモリーシンチスキャニングによる肝腫瘍診断。日医放会誌, 27, 241 (1967).
- 9) Kuhl, D. E.: Rotational Scanning of the Liver. *Radiology*, 71, 875 (1958).
- 10) 上田英雄: 肝硬変と肝癌。第16回日本医学会総会学術講演集, III, 348 (1963).
- 11) 春日建邦: ^{125}I による面スキャニングの基礎的研究。日医放会誌, 23, 976 (1963).
- 12) Kuhl, D.E. and Edwards, R.Q.: Image-Separation Radioisotope Scanning. *Radiology*, 80, 653 (1963).
- 13) Kuhl, D.E. and Edwards, R.Q.: Cylindrical and Section Radioisotope Scanning of the Liver and Brain. *Radiology*, 83, 926 (1964).
- 14) 前田知穂他: カラー・トモ・シンチスキャナーの試作。第5回日本アイントープ会議報文集, II, 154 (1963).
- 15) 梶田明義: ^{198}Au -Colloid 及び ^{125}I -Rose Bengal 同時使用による肝機能検査。日医放会誌, 27, 550 (1967).