



Title	シンチレーションカメラとシンチスキャナーの比較：肝腫瘍検出能を中心にして
Author(s)	渡辺, 克司; 稲倉, 正孝
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(7), p. 629-641
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15834
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

シンチレーションカメラとシンチスキャナー の比較（肝腫瘍検出能を中心にして）

九州大学医学部放射線科学教室（指導：入江英雄教授）

渡辺克司・稻倉正孝

（昭和45年5月1日受付）

Experimental Comparison of the Detectability of Liver Tumor between Scintillation Camera and
Conventional Rectilinear Scanners

By

Katsushi Watanabe, M.D. and Masataka Inakura, M.D.

Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Kyushu

The smallest size of liver tumor which can be detected by radioisotope scintigraphy was experimentally estimated using three types of detectors, conventional rectilinear scanners (Shimadzu SCC-20 and SCC-150S) and scintillation camera (Nuclear Chicago Pho/Gamma III).

These instruments have been used routinely our department for scintigraphy.

In this experiment, Alderson's liver phantom filled with ^{198}Au , ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ was used.

Results are as follows.

1. It was impossible to detect liver tumors, less than 2 cm in diameter in right lobe and 1.5 cm in left lobe, with detectors of best adjustment.

And the liver tumor over 4 cm in diameter was definitely detected by these detectors.

There was no significant difference in detectability of space occupying lesions of the liver among these three detectors.

2. The marked differences of characteristics among these three detectors was noticed in the following points.

(1) Scintiscanner (SCC-150S) with photo-recording system and scintillation camera could simultaneously demonstrate tumors in right and left lobes of the liver. But scintiscanner (SCC-20) with multi-colour recording system could not detect tumor in the left lobe, especially when scanner was adjusted for right lobe using 3-6 mCi of $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

(2) In the usual range of radioisotope doses, the examination time of the scintillation camera can be shortened in inverse proportion to the dose. But the conventional rectilinear scanning does require more time which depends on area of scanning but not on dose of radioisotope administered.

Therefore, scan image was obscured by respiratory liver movement.

Assuming the respiratory liver movement is about 2-3 cm, minimum size of tumors in either lobe, detectability on both scanners is 4 cm in diameter. The scintillation camera can be operated without interference of respiratory liver movement with the patient holding his breath for 10 sec, using 6 mCi of

^{99m}Tc .

3. The detectability of liver tumors based on nuclide showed no significant differences. However, visualization of filling defects was better with ^{99m}Tc than other nuclides.

In our experiments, the best results was obtained by the combination of ^{99m}Tc and scintillation camera. The smallest diameter detected by this method was 3 cm in right lobe and 2 cm in left lobe of the liver.

The conventional rectilinear scanner of regular adjustment was able to detect liver tumor over 4 cm in diameter.

目 次

- I. 緒 言
- II. 文献的考察
- III. 実験目的
- IV. 実験方法
- V. Scintillation Camera の肝腫瘍検出能
- VI. Scintiscanner SCC-20 の肝腫瘍検出能
- VII. Scintiscanner SCC-150S の肝腫瘍検出能
- VIII. 呼吸性移動が肝腫瘍検出能に及ぼす影響
- IX. 考 振
- X. 結 論

I. 緒 言

近年、放射性同位元素（以下 RI と略す）を用いた診断法は急速に進歩している。その中でも、臓器スキャニングはすばらしい発展をとげ、放射線医学の中でも重要な位置を占めるに至つた。この方面での進歩は、大きく分けて放射性医薬品に於ける進歩と検出器に於ける進歩の2つの面にみられる。

今日、肝の形態的診断法としての肝スキャニングの臨床的価値は既に確立されたものと思われる。肝スキャニングの主な目的は肝の space occupying lesion の検出にある。肝の space occupying lesion としては、原発性肝癌、悪性腫瘍の肝転移などの外に肝膿瘍、肝のう腫などがあり、これらの疾患はすべて肝シンチグラム上、欠損像として描記される。

一般に、シンチスキャニング診断に際しては、RI の集まつている部分を検出するのに比べて、RI にとり囲まれた中の欠損部分を検出することは、技術的に困難な点が多い。就中、肝は人体中の最大の臓器であり、かつ、甲状腺の様な浅在性の臓器ではないので、その中にできた腫瘍に

よる欠損像の検出には自ら限界がある。肝腫瘍検出能に関する因子としては、検出装置の性能、放射性医薬品の種類および投与量、肝臓の厚さおよび腫瘍の存在位置、呼吸性移動等が考えられる。

では、肝腫瘍の大きさがどの程度になつた時、肝スキャニング法により検出することが可能であろうか。この点を明らかにしておくことは、臨床上からもきわめて重要なことである。

また、最近は肝スキャニングのために用いられる放射性医薬品の種類も豊富になつてきた。 ^{198}Au コロイド、 ^{131}I -RB, ^{131}I -AA, $^{99m}\text{Tc}_2\text{S}_7$ コロイド、In(OH)₃ コロイドなどはその代表的なものである。これらの中で、いずれが最も優れているかについては、その生体分布、被爆線量などの生物学的側面からの検討と、それぞれの核種の主γ線エネルギーの差異に基づく検出能力の物理的側面からの2つの点から検討されなければならない。

一方、検出器としては固定型の装置が登場してきた。特に、1958年 Anger¹³ によって開発されたシンチレーションカメラ（以下シンチカメラと略す）は従来広く用いられてきたシンチスキャナーには見られない多くの優れた特徴を有しており、日常の検査に利用されるに至っている¹²。

そこで、肝シンチグラム検査に私共の日常使用している種々の検査器および核種を用いて、どの位の大きさの肝腫瘍が検出可能であるかについて実験的に検討を加えた。

II. 文献的考察

肝臓の space occupying lesion の検出能については Einhorn⁶、加島¹⁴、渡辺²²らの報告があり、その多くは少なくとも直径 2～3 cm 以上のものでないと検出できないとしている。

近年になつて、RI-imaging 装置、記録方式にも種々の進歩がみられた。シンチスキャナーに限つても、NaI(Tl)結晶の直径も大きくなり、5インチ直径のものが高速、高感度スキャナーとして相当数使用されるようになつた。記録方式も打点記録、写真記録方式の他、カラー記録方式、メモリー記録方式が開発された。わが国でも、1962年尾関²¹⁾、観¹⁴⁾によりそれぞれ独自のカラー記録方式が開発されている。檜林ら¹⁹⁾²⁰⁾は Laminno-color-scinti scanning、Memori-scanning、Lamino-memori-scanning を開発し、直径 1.5cm の腫瘍を深さ 5 cm まで検出できたとしている。しかし、その機構、scanning speed に制限がある。

最近は、これら検出器移動型装置の他、シンチカメラを主とする検出器固定型装置が日常臨床に用いられるようになつた。シンチカメラと従来のスキャナーの肝腫瘍検出能については Collica⁴⁾、Loken¹⁸⁾らの報告がある。

Collica によると、シンチカメラは短時間撮影および臓器の動的な検査が可能であることが大きな特徴であり、シンチスキャナーで描記出来る所見は、すべてシンチカメラでも表わし得るとしている。

また、Loken はファントーム実験を行ない、シンチカメラとシンチスキャナーの肝腫瘍検出能はほぼ同等であつたと報告している。一方 RIについてみると、前述の如く肝スキャンニングには従来から用いられてきた ¹³¹I、¹⁹⁸Au の他、^{99m}Tc、^{113m}In 等の短半減期の核種が用いられるようになった。種々の核種の主 γ 線エネルギーの差異が肝腫瘍検出能におよぼす影響については春日¹⁶⁾、Loken¹⁸⁾、渡辺²³⁾らの報告³⁾⁷⁾¹⁷⁾がある。春日は¹²⁵I (27.4 KeV の X 線) と¹³¹I (364 KeV の γ 線) の 2 種の核種を用いて肝ファントーム実験を行ない、肝表面の腫瘍は¹²⁵I を用いた方が検出しやすく、直径 1—1.5cm 位の腫瘍まで検出可能であるが、深部の腫瘍の検出能は¹³¹I より劣るとしている。Loken は^{99m}Tc、¹⁹⁷Hg、¹³¹I、¹⁹⁸Au の 4 種の核種、シンチカメラ、シンチスキャナーの 2 種の検出器を用いてファントーム実験を行ない、シ

ンチカメラ、シンチスキャナー共に肝表面での肝腫瘍検出能は¹⁹⁷Hg (77KeV の γ 線)、^{99m}Tc (140 kev の γ 線) が最も優れており、共にファントーム表面で 1.25cm 直径の腫瘍模型まで検出しえるが、¹⁹⁷Hg では腫瘍の深さが深くなるにつれて、肝腫瘍検出能は^{99m}Tc に比べて急速に低下している。10cm 位の深さのファントームでは深さの如何によらず、¹³¹I、¹⁹⁸Au を用いた場合の肝腫瘍検出能は^{99m}Tc、¹⁹⁷Hg、に比べて劣つており、¹³¹I、¹⁹⁸Au の間には余り差を認めていない。又、シンチスキャナー、シンチカメラの肝腫瘍検出能はほぼ同程度であるとしている。

ところで、肝臓は呼吸に伴つて動いており、これが肝腫瘍検出能を低下させる大きな要因と考えられる。呼吸性移動による肝腫瘍検出能の低下については安河内²⁴⁾、Gottschalk⁹⁾¹⁰⁾、Atkins²⁾ らの報告がみられる。然し、肝腫瘍検出能がどの程度、呼吸性移動によつて低下するかについての詳しい報告はみられないようである。

さて、著者らは、先に 2 × 2 インチのマルチカラー記録方式のシンチスキャナーによる肝腫瘍の検出能およびシンチレーションカメラによる検出能について、核種を変えて検討した結果を報告したが、今回はこれに 5 × 2 インチの写真記録方式のシンチスキャナーを用いて検討を行なつたので、これら三者の検出器による検出能について相互比較を行ない、その結果について報告する次第である。

III. 実験目的

この実験の目的は、次の 6 つに要約される。

- (1) シンチカメラと 2 種のシンチスキャナーによる肝内腫瘍検出能の比較。
- (2) ^{99m}Tc、¹³¹I、¹⁹⁸Au の 3 種の核種を用いて、主 γ 線エネルギーの差異と検出器の組み合せが肝腫瘍検出能におよぼす影響。
- (3) 各々の核種、検出器を用いた場合、肝内の腫瘍はどの程度の大きさのものまで検出可能であるか。
- (4) コリメーターが肝内腫瘍検出能におよぼす影響。

(5) 記録方式の相違が肝内腫瘍検出能におよぼす影響.

(6) 呼吸性移動が肝腫瘍検出能におよぼす影響.

以上、6つの点を明らかにする目的から、人体に近い条件をもつ肝ファントームで検出器、核種を変えて基礎的な実験を行なつた。

IV. 実験方法

1. 検出器

この実験に用いた検出器は次の3種である。

(1) Scintillation Camera pho/Gamma III (Nuclear Chicago 製)

$11\frac{1}{2} \times 1\frac{1}{2}$ インチの NaI (Tl) 結晶をもち、記録方式はオシロスコープ上の像をポラロイドフィルム (Type 107) にて撮像する。

(2) Scintiscanner SCC-20 (島津製)

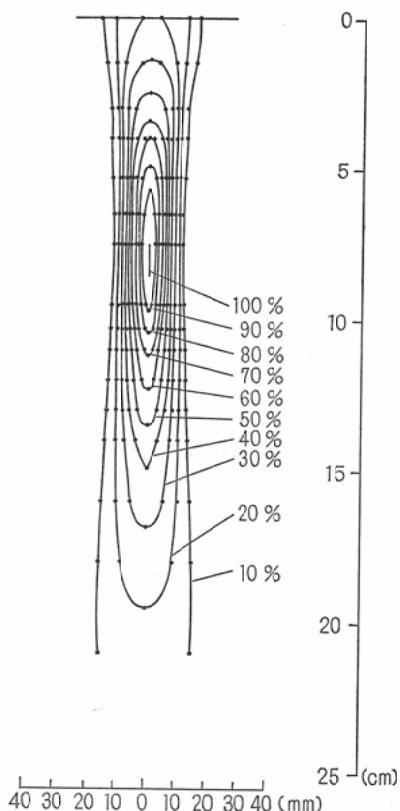


図1 37孔、焦点距離 7.5cm のハニカムコーンコリメーターの等感度曲線

2×2 インチの NaI (Tl) 結晶をもち、記録方式は multicolor system である。

(3) Scintiscanner SCC-150S (島津製)

5×2 インチの NaI (Tl) 結晶をもち、記録方式は打点、写真同時記録方式である。打点記録方式はシングル打点記録方式を用い、写真記録方式は同時に2枚撮影できる様2系統をそなえているので従来の photoscan とぼかし方式による photoscans を同時に得た⁸⁾。

2. コリメーター

検出に用いたコリメーターは、Scintillation camera pho/Gamma III では 4,000 孔 (厚さ 4.5 cm), 1,000 孔 (厚さ 7.6 cm), ピンホールの3種である。

Scintiscanner SCC-20 では、19孔、焦点 5 cm のハニカムコーンおよび 37 孔、焦点 10 cm のハニカムコーンである。これらのコリメーターの空中に於ける等感度曲線は前に報告してある。

Scintiscanner SCC-150 では、37 孔、焦点 7.5 cm

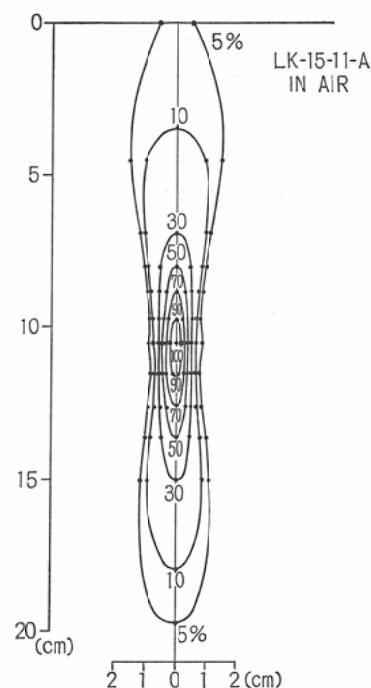


図2 109孔、焦点距離 11cm のハニカムコーンコリメーターの等感度曲線

のハニカムコーンおよび 109孔、焦点11cmのハニカムコーンである。両コリメーターの等感曲線を図1, 2に示す。

3. ファントーム

実験に用いた肝ファントームの形態を図3に示す。ファントームの素材はプラスチックで厚さ20cmの腹部胴体模型の腹側から1cmの深部に肝ファントームの表面がくるように固定した。肝ファントーム自体は右葉の厚さ10cm、左葉の厚さ5cmであり、容積は1,500mlである。肝ファントームの右葉および左葉の真中の深さに球腫瘍模型を固定し、腹側よりスキャンを行なつた。腫瘍模型の入れ方は、右葉および左葉の真中に(5cm, 4cm) (4cm, 3cm), (3cm, 2cm), (2cm, 1.5cm), の4種類とし、腫瘍模型の入れてない場合を対照とした。肝ファントームの中にR I溶液を入れ、胴体内部に水を満たした時に放射線の吸収、散乱が人体と等価組織になる。

4. 核種および投与量

現在主として、肝スキャンに用いられている¹⁹⁸Au, ¹³¹I, ^{113m}In および ^{99m}Tcの4つの核種の物理的性質を表Iに示す²²。同一の検出器、同一のコリメーターを使用しての検査で、物理学的見地から検出能力に最も影響をもつのは主γ線エネルギーの差異および投与量である。¹³¹Iの主γ線エネルギーは364KeV, ^{113m}Inは392KeVとほぼ等しいので、¹⁹⁸Au, ¹³¹I および ^{99m}Tcの3種の核種について検討した。

肝ファントーム内に入れたR Iの量は¹⁹⁸Au,

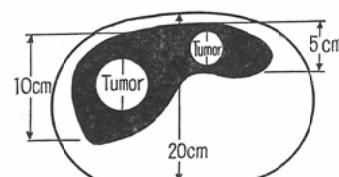
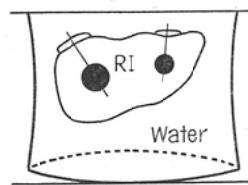


図3 肝ファントーム

¹³¹I 300μCi および 600μCi, ^{99m}Tc は 3 mci および 6 mci である。

¹⁹⁸Au, ¹³¹I の 300μCi, ^{99m}Tc の 3 mci は臨床的に投与されている量であり、その倍量を投与した場合についての検討も加えた。

5. 呼吸性移動

肝臓は呼吸に併せて動いており、これが肝腫瘍検出能を低下させる大きな要因をなしていると思われる。呼吸性移動が肝腫瘍検出能にどの程度の影響を与えるかについて実験的に検討した。肝腫瘍模型の入れてある肝ファントームを毎分18回の速度でレール上を往復運動させて、呼吸性移動とした。移動距離は0, 1, 2, 3, 4, 5cmの6種である。用いた核種は^{99m}Tc, ¹⁹⁸Auの2種であり、検出器としてはシンチカメラと5インチの

表1 広く肝スキャンに用いられる放射性医薬品 (Wagner, H.W. Jr)

Radiopharmaceutical	Photon Energy (KeV)	Administered Dosege	Physical Half-Life	Liver Half-time (Effective)	Liver Dose (Rads)	Whole-Body (Rads)
^{99m} TcS colloid	140	3 mCi	6 hr	6 hr	0.99—1.08	0.045
¹⁹⁸ Au colloid	411	300 μCi	2.7 days	2.7 days	11.4	0.7
^{113m} In colloid	393	3 mCi	1.7 hr	1.7 hr	1.65	
¹³¹ I aggregated albumin	364	300 μCi	8.1 days	40—60 min initially	0.18	0.03—0.09
¹³¹ I-rose bengal	364	300 μCi	8.1 days	20—30 min	0.25—0.5	0.05—0.15

シンチスキャナー SCC-150S の2種である。

V. Scintillation Camera pho/Gamma III の肝腫瘍検出能

a. 撮像条件

メモリスコープを用いて肝ファントームを視野の中心に置き、オシロスコープ上の像をポラロイドフィルムにて撮像した。用いた撮像条件は 560,000カウント Window width 20%, Intensity 4.50であった。

b. 実験結果

シンチカメラによる肝内腫瘍検出能については、共著者の1人である稻倉の報告¹⁸⁾に詳しく述べてあるので、ここでは要点のみを略記する。

核種の影響：

^{99m}Tc, ¹³¹I, ¹⁹⁸Au の3種の核種では、核種の如何にかかわらず、右葉で3cm, 左葉で2cm直径の腫瘍まで検出可能であった。但し、^{99m}Tc を用いた場合に欠損像は最も明瞭に認めることができ、右葉で2cm, 左葉で1.5cmの腫瘍でも充分欠損像を疑うことができた。¹³¹I, ¹⁹⁸Au の間には肝腫瘍検出能に差を認めなかつた。

コリメーターの影響：

^{99m}Tc を用いた場合には、ピンホール、1,000孔、4,000孔のいずれのコリメーターを使用しても右葉で3cm, 左葉で2cm直径の腫瘍まで検出できた。¹³¹I, ¹⁹⁸Au を用いた場合にはピンホール、1,000孔コリメーターでは右葉で3cm, 左葉で2cm直径の腫瘍まで検出できたが、4,000孔コリメーターでは右葉で5cm, 左葉で4cm直径の腫瘍でも検出が困難であった。ピンホールコリメーターを用いれば、部分的な拡大撮影が可能であるが、肝腫瘍検出能は向上しなかつた。また、ピンホールコリメーターでは像に歪みを認めた。

検出可能な最小腫瘍直径：

^{99m}Tc を用いた場合に欠損像は最も明瞭であり、右葉で3cm, 左葉で2cm直径の腫瘍が明瞭に認められ、最良の条件で右葉で2cm, 左葉で1.5cm直径の腫瘍の存在が疑われる程度の像が得られた。

VI. Scintiscanner SCC-20 の肝腫瘍検出脈について

a. スキャンの方法

Scintiscanner SCC-20 を用いて、スキャンする場合には、実際のスキャンに先立ち、ファントム上を大まかに走査して、multicolor system の色分けを示すレートメーターの指針が最高計数率部分で90%を指示するようにレートダウンおよび微調節機構により調節した。スキャン速度は30 cm/min であった。

b. 実験結果

Scintiscanner SCC-20 の肝腫瘍検出能については、共著者の一人である渡辺²³⁾が詳しく報告している。ここでは、簡単にその要点を述べることにする。

核種の影響：

^{99m}Tc, ¹³¹I, ¹⁹⁸Au の三者共に、核種の相違によつて、肝腫瘍検出能力には著しい差を認めなかつた。しかし、シンチグラム像を詳細に観察すると ^{99m}Tc を用いた方が欠損像がコントラストよく描記されていた。例えは、直径5cmの腫瘍の検出において、¹³¹I, ¹⁹⁸Au は欠損像が80~60%のレベルの紫色にて描記されているのに、^{99m}Tc では60~40%レベルの青色が相当に混じて記録されている。ところが、^{99m}Tc を3~6 mCi 用いた場合にはきわめて著しい欠点が見出された。すなわち、スキャン条件を設定する場合、最高計数率部が色分けレートメーター90%を示す様にしてあるが、この条件にて ^{99m}Tc を用いてスキャンすると、右葉の腫瘍に関しては ¹³¹I, ¹⁹⁸Au 以上の検出能力を示すが、同時にいた左葉の腫瘍は紫色の同一色の中に埋没しまつて、全く検出できないことである。この事は、^{99m}Tc を3 mCi ないし 6 mCi 用いた場合により明瞭になつてくる。これに反して、¹³¹I および ¹⁹⁸Au を用いた場合には、右葉および左葉の腫瘍を同程度に検出することができるという利点が認められた。

コリメーターの影響：

全般的に、焦点5cmのコリメーターと焦点10cmのコリメーターを比較した場合、R I の量が 300

μCi では焦点5 cmのコリメーターを、 $600\mu\text{Ci}$ 以上では焦点10 cmのコリメーターを使用した方が欠損像を明瞭に検出し得た。

R I の量の影響：

シンチスキャナーの場合には、 R I の量とコリメーターとは相互関係を有しており、 各々を別々に論ずることはできないが、 $300\mu\text{Ci}$ と $600\mu\text{Ci}$ では一般に $600\mu\text{Ci}$ の方が欠損像を明瞭にとらえていた。

しかし、 $600\mu\text{Ci}$ でも検出能力が著しく増加するという訳ではなく、 欠損像がより明らかであるというのみであった。 それでは、 R I 量を増せば増すほど検出能力が良くなるかというと必ずしもそうではなかつた。 ^{99m}Tc を 3 mCi , 6 mCi と、 用いた場合には焦点10 cmのコリメーターを用いた方が検出能力は優れていた。 6 mCi で焦点5 cmのコリメーターを用いれば計数率が多くなりすぎて、 記録計がR I 量の微細な変化に対応できず、 かえつて、 肿瘍検出能は低下した。

検出可能な最小腫瘍直径：

このシンチスキャナーで常に検出可能な最小腫瘍直径は、 右葉で 4 cm 、 左葉で 3 cm であり、 通常の場合は右葉で 3 cm 、 左葉で 2 cm 直径までの腫瘍は検出可能である。

焦点10 cmのコリメーターを用い、 ^{99m}Tc を 6 mCi 使用した場合が最良の条件であり、 右葉で 2 cm 、 左葉で 1.5 cm 直径の腫瘍の存在が疑われる程度の所見が得られた。

VII. Scintiscanner SCC-150Sの肝腫瘍検出能

a. スキャン方法

実際のスキャンに際して、 ファントーム上を大まかに走査して “monitor” ランプの点滅の具合をみながら打点密度を調節し、 写真コントローラのメーターの目盛りをみながら Rate down, cut off, contrast の調整により、 フィルムの黒化度を調節した。 1回のスキャンニングでシングル打記録方式および2枚2効の写真記録方式（従来の photoscan およびぼかし方式）の合計3枚のシンチグラムを得た。

b. 実験結果

記録方式の影響：

打点記録方式より写真記録方式の方が著しく肝腫瘍検出能が優れていた。打点記録方式では ^{99m}Tc を $3 \sim 6\text{ mCi}$ 用いた場合には、 multicolor system によるカラーシンチグラムと同様、 左右両葉の腫瘍を同時に検出することは困難であつた。 すなわち、 右葉に条件を合わせると左葉そのものが消失し、 左葉に条件を合わせると右葉の中に腫瘍は埋没してしまつた。

これにたいして、 写真記録方式では ^{99m}Tc を $3 \sim 6\text{ mCi}$ 用いた場合、 両葉の腫瘍を同時に検出できた。 また、 従来の photoscan に比してぼかし方式の方が欠損像を判読しやすかつたが、 肿瘍検出能の著しい向上は認められなかつた。 肿瘍検出能を客観的に判定するため 5 mm おきに黒化度を

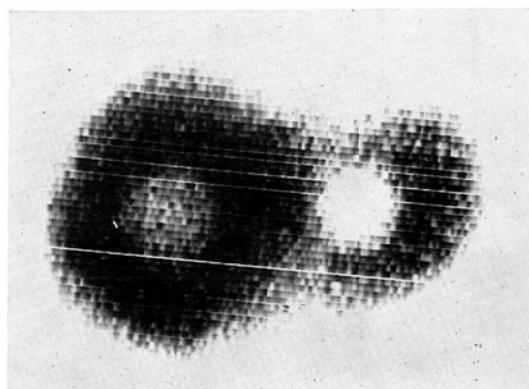


図 4 (a) 従来の Photoscan $^{99m}\text{Tc} 6\text{ mCi}$ を用い、 右葉に 5 cm 、 左葉に 4 cm 直径の腫瘍模型が入れてある。

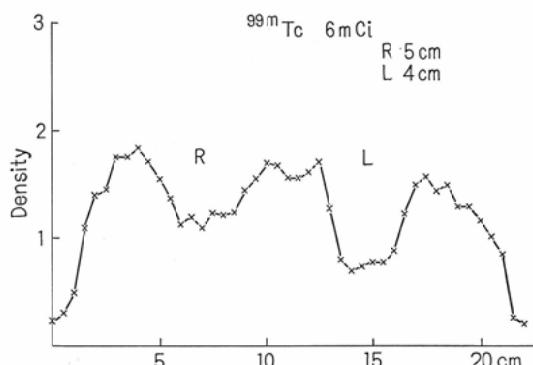


図 4-(b) Conventional photoscan 図 4(a) の黒化度曲線

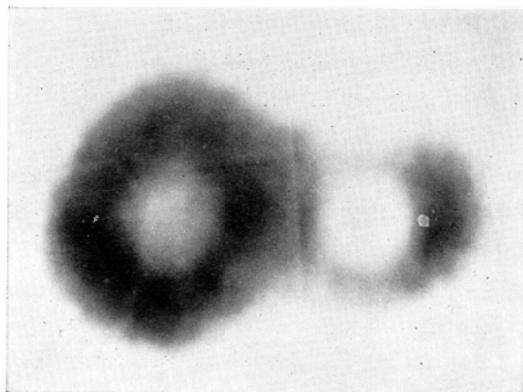


図4-(c) ぼかし方式の photoscan

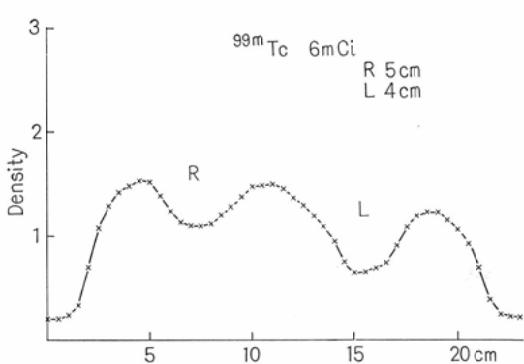
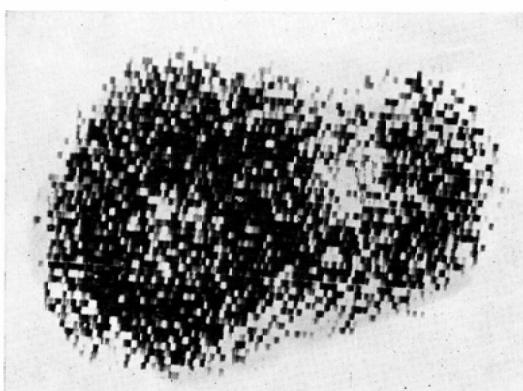
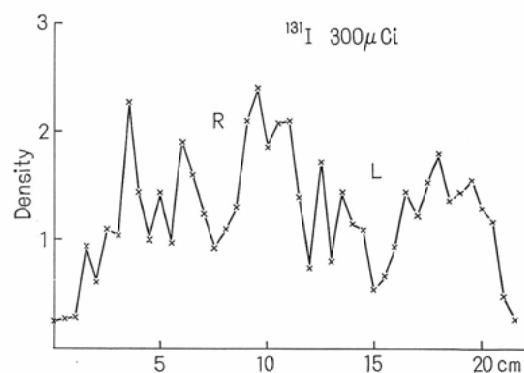
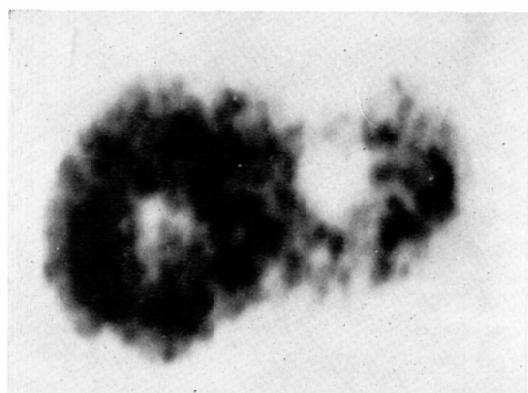
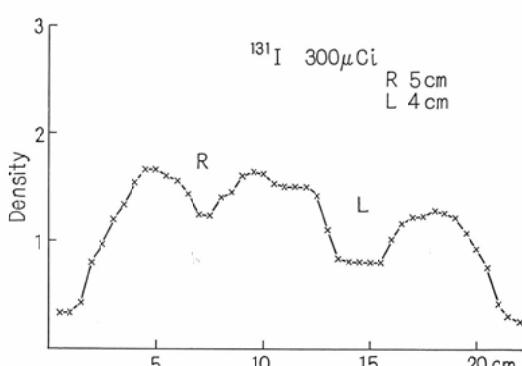
図4-(d) Data-Blended photoscan 図4-(a)
の黒化度曲線図5-(a) 従来の photoscan ^{131}I 300 μCi を用い,
右葉に 5 cm, 左葉に 4 cm 直径の腫瘍模
型が入れてある。図5-(b) Conventional photoscan 図5-(a)
の黒化度曲線

図5-(c) ぼかし方式の photoscan

図5-(d) Data-Blended photoscan 図5-(c)
の黒化度曲線

測定して両者の比較をすると図4(a.b.c.d),図5(a.b.c.d)の様になる。

R I の量が多いと計数率の統計的動搖が少なくなるため、ぼかし方式では黒化度の変化が曲線をなし、濃淡の差をより正確に判読できた。R I の量が少ない場合でも、ぼかし方式の方が従来の写真記録方式より黒化度の動搖が少ないと欠損像をより正確に判読できた。

核種の影響:

^{99m}Tc , ^{131}I , ^{198}Au 共に核腫の相違によつて肝腫瘍検出能には著しい差を認めなかつたが ^{99m}Tc を用いた場合に欠損像が最も明瞭であつた。いずれの核種を用いても、シングル打点記録方式では右葉で4cm, 左葉で3cm直径の腫瘍まで検出でき、写真記録方式では右葉で3cm, 左葉で2cm直径の腫瘍まで検出できたが、 ^{131}I , ^{198}Au を用いた場合はその欠損像は明瞭でなかつた。

コリメーターの影響:

焦点7.5cmのコリメーターと焦点10cmのコリメーターを比較した場合、全般的に、R I の量が $300\mu\text{Ci}$, $600\mu\text{Ci}$ 共に焦点11cmのコリメーターを使用した方が欠損像をより明瞭に描記できた。

R I の量の影響:

R I の量が $300\mu\text{Ci}$ と $600\mu\text{Ci}$ では、一般に $600\mu\text{Ci}$ の方が欠損像を明瞭に描記することができた。しかし、 $600\mu\text{Ci}$ でも肝腫瘍検出能力が著しく向上するという訳ではなく、欠損像がより明らかであるというのみであつた。

検出可能な最小腫瘍直径:

最も優れていたのは、 ^{99m}Tc を6mCi 使用し焦点11cmのコリメーターを用いた時で、右葉で3cm, 左葉で2cmの腫瘍を明瞭に検出でき(図6a.b), 右葉で2cm, 左葉で1.5cmの腫瘍も充分疑うことができた。

VIII. 呼吸性移動が肝腫瘍検出能に及ぼす影響

a. 撮像条件

シンチカメラの撮像条件は前に述べた如く560,000カウント, Intensity 4.50, Window width 20%であり、シンチスキャナー SCC-150Sのスキ

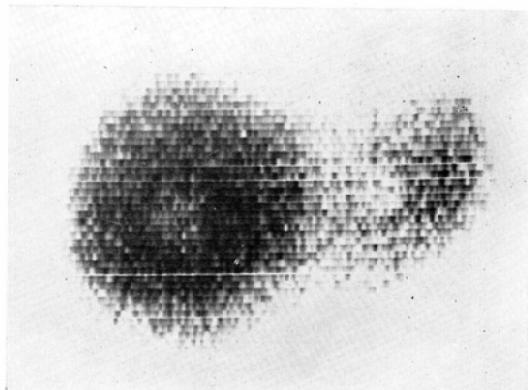


図6—(a) 従来の photoscan ^{99m}Tc 6 mCi を用い、右葉に3cm, 左葉に2cm直径の腫瘍模型が入れてある。

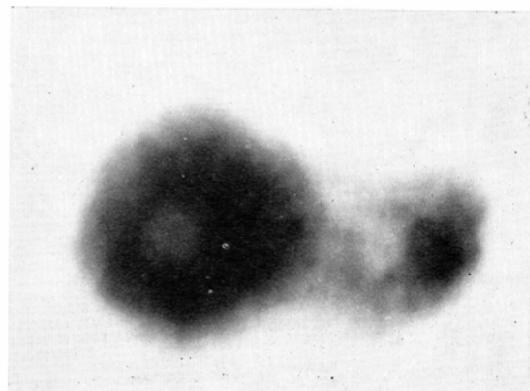


図6—(b) ぼかし方式の paotoscan

ヤン速度は 100cm/min であった。

b. 実験結果

^{99m}Tc を用いてのシンチカメラでの判定結果を図7に示す。縦軸にファントームを往復運動させた距離、横軸に腫瘍模型の直径を記してある。黒く塗りつぶした部分は腫瘍による欠損像を明瞭に認め得たもの、斜線部分は腫瘍の存在が疑われるものを示している。

ファントームの移動距離が大なるにつれて肝臓の輪郭は移動方向に大きくなり、辺縁はぼけてくる。同時に、肝腫瘍による欠損像は移動方向に細長くなり、辺縁ではコントラストの差が少なくなつて、次第に欠損として認めがたくなる。静止時には、右葉で3cm左葉で2cm直径の肝腫瘍まで検

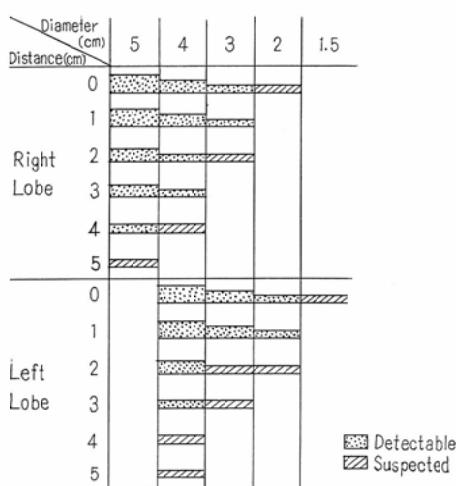


図7 呼吸性移動が肝腫瘍検出能に及ぼす影響
(シンチカメラにて ^{99m}Tc を用いた場合)

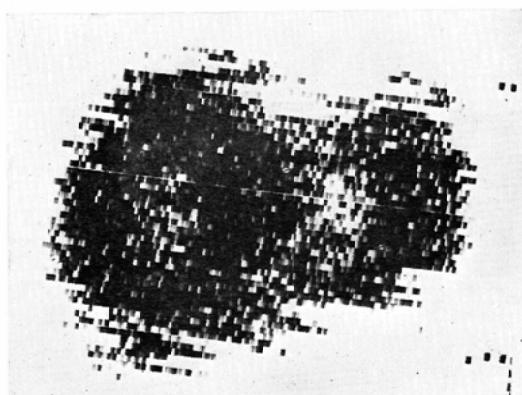


図8 respiratory scalloping ^{198}Au 300 μCi 用い、右葉に5cm、左葉に4cm直径の腫瘍模型が入れてある。呼吸性移動距離は2cmである。

出可能であつたのが、通常の呼吸による肝の移動距離が2~3cmであると仮定すると、 ^{99m}Tc を用いた場合でも右葉、左葉共に直径4cm以上の肝腫瘍しか検出できなかつた。 ^{198}Au でも、ほぼ同様の傾向を示した。

シンチスキャナーを用いた場合でも、呼吸性移動によつて肝腫瘍検出能はほぼ同程度に低下した。しかし、シンチスキャナーでは図8に示す如く、呼吸性移動が2~3cm以上になると肝辺縁でにせの欠損像を生じる可能性があつた。

IX. 考 按

シンチグラムによる肝内腫瘍検出能力は、検出器の種類、シンチレーターの大きさ、コリメーターの性能、記録方式などにより大きく左右される。従つて、各自が日常使用している検出器について、その性能を知悉し、その能力を完全に發揮せしめることが極めて重要である。

著者らが日常使用している Nuclear Chicago 社製の Scintillation Camera PHO/Gamma III. 島津製2インチマルチカラースキャナーSCC-20, 島津製5インチスキャナーSCC-150の3種の検出器およびそれに附属するコリメーターと主 γ 線エネルギーを異にする ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{198}Au の3種の核種を用いて肝内腫瘍検出能について詳しく検討した。

先ずコリメーターであるが、シンチカメラでは、 ^{99m}Tc を用いた場合には、ピンホール、4,000孔、1,000のいずれのコリメーターを用いても同程度の検出能力を有しているが、 ^{131}I , ^{198}Au を用いた場合は4,000孔コリメーターを使用すると、検出能力は著しく劣つた。ピンホールコリメーターでは像に歪みを認め、撮像時間も他のコリメーターを使用した時の5倍以上を要した。従つてシンチカメラではエネルギーによつてコリメーターを選ぶ必要がある。すなわち、 ^{99m}Tc の様な低エネルギーの核種では、1,000孔コリメーターのいずれを使用してもよいが、 ^{131}I , ^{198}Au の様な高エネルギーの核種では1,000孔コリメーターを使用する必要がある。

シンチスキャナーの場合には、コリメーター、核種の主 γ 線エネルギーの相違の他、投与量、NaI(Tl)結晶の大きさ等が、各々、肝腫瘍検出能に大きな影響をもつてくる。

コリメーターの感度と解像力は密接な関係を有しており、一般に、解像力の良いものほど感度は劣つている。

2インチマルチカラースキャナーでは、R Iの量300 μCi では焦点5cmのコリメーターを用いた方が有利であり、600 μCi では焦点10cmのコリメーターの方が優れていた。ところが、5インチの

フォトスキャナーでは、R I の量 $300\mu\text{Ci}$ でも、焦点11cmのコリメーターが焦点 7.5cmのコリメーターより優れていた。この事実は、通常、臨床的に用いている $300\mu\text{Ci}$ 位の R I 量を使用する際に感度の悪い2インチスキャナーでは肝腫瘍検出能力を第1に規定するものはコリメーターの感度であることを示している。従つて、多少解像力を犠牲にしてもある程度の計数値を確保することが重要である。これに対して、5インチスキャナーでは感度が良いため、解像力の優れた焦点11cmのコリメーターを使用した方が有利であった。

次に、R I の量を中心にして観察すると、シンチカメラでは、1分間 10^6 カウント位までは計数もれが少ないため、常用量のR I 量では投与量に比例して撮像時間を短縮できる。従つて、短半減期の核種との併用によって、高速撮像力という特徴を最大限に發揮できる。

前に述べた如く、シンチスキャナーでは最適のコリメーターとR I の投与量は密接な関係を有している。

2インチマルチカラースキャナー、5インチフォトスキャナー共にR I の量を増すにつれて欠損像が明瞭になつた。しかし、 $600\mu\text{Ci}$ にしても $300\mu\text{Ci}$ の場合よりも検出能力が著しく増加すると云う訳ではなかつた。 ^{99m}Tc でも、3mCi ないし 6mCi に増加しても、依然として検出能力は右葉3cm、左葉で2cmを越えなかつた。2インチマルチカラースキャナーでは、3mCi と 6mCi を比較すると 3mCi の方が、むしろ優つていた。これは、R I の量が多くなると、色分けのレートメーターの Range を上げる必要があり、このため R I 分布の変化に対応する記録部分の応答速度が遅くなつて、往復スキャンに際して、左右のズレが非常に大きくなつてくるためである。シングル打点記録方式でも同様であつた。これに対して、5インチのフォトスキャナーでは 100cm/min のスキャン速度でも ^{99m}Tc を 6mCi 用いた方が 3mCi の場合より欠損像が明瞭であつた。これは、フォトスキャンでは記録部分の応答速度が速いためであると考えられる。

次に、核種の違いによる影響であるが、いずれ

の検出器を用いても、 ^{99m}Tc を使用した方が欠損像をコントラストよく描記出来るので判定が容易であつた⁵⁾¹¹⁾。但し、検出能力は飛躍的には向上しなかつた。 ^{131}I 、 ^{198}Au には検出能力に関しては差を認めなかつた。 ^{131}I と ^{198}Au は検出力に差を認めないためと思われる。これに対して、低エネルギーの ^{99m}Tc を用いた場合に肝腫瘍検出能が優れているのは、腫瘍による吸収がより効いてくるために対照度（コントラスト）が良くなるためと思われる。

次に検出器、記録方式を中心にして考察する。シンチスキャナーは対象臓器を局部ごとに走査して像を作るのに比べて、シンチカメラではその視野の全域を同時に、連続的に観察している。従つて、全露出時間内での計数値が各局部の R I 分布の多寡を統計学的に有意義に判定できる値であれば、診断可能な像が得られることになる。従つて、R I の投与量を多くすればする程、シンチカメラでは撮像時間が短かくてすむ。しかし、スキャナーでは、記録部分の遅れおよび計数値の統計的なバラツキのために、スピードを上げるにも一定の限界が出てくる。特に、レートメーター方式のマルチカラー記録方式ではスキャン速度をあげると不利になる。いずれの検出器および記録方式を用いても、右葉で 4cm、左葉で 3cm の腫瘍は検出できたが、右葉で 2cm、左葉で 1.5cm 以下の腫瘍は検出できなかつた。 ^{99m}Tc を用いた場合の各検出器での肝腫瘍検出能を図 9 に示す。

5インチフォトスキャナー、シンチカメラ、2インチマルチカラースキャナーの肝腫瘍検出能はほぼ同程度であり、5インチシングルドットスキャナーの肝腫瘍検出能が最も劣つていた⁴⁾。しかし、 ^{99m}Tc を 3~6mCi 用いた場合には、シングル打点記録方式、マルチカラー記録方式では両葉の腫瘍を同時に検出することは困難であつたが、フォトスキャン、シンチフォトでは両葉は腫瘍を同時に検出することができた。これは、写真記録方式では広範囲の計数値の変化を広い範囲のコントラストの変化として表現できるためであると考えられる。フォトスキャンでは、従来のフォトス

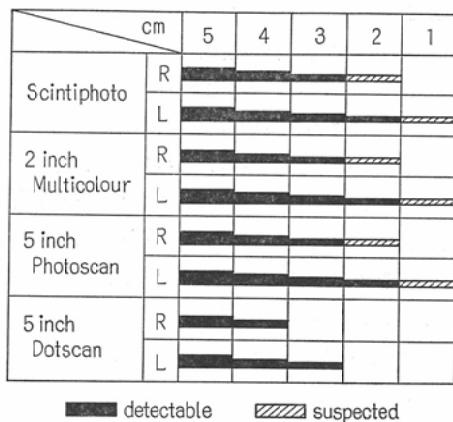


図9 ^{99m}Tc を用いた場合の各検出器の肝腫瘍検出能

キャンに比してぼかし方式の方が欠損像を判読しやすかつた⁸⁾。これは、ぼかし方式では黒化度の変化が曲線をなし、濃淡の差をより正確に判読できるためであると考えられる。

しかし、腫瘍検出能の著しい向上は認められず、R I の量が少なくなるとぼかし方式では斑状の陰影が生じた。

呼吸性移動によつて、肝腫瘍検出能は低下する。シンチカメラを用いた場合、通常呼吸時の肝の呼吸性移動が2~3 cmあるとすると、右葉および左葉共に確実に検出できるのは直径4 cm以上の腫瘍である。シンチスキャナーを用いた場合でも、ほぼ同様であるが肝辺縁に respiratory scallopingとも云うべき像を示し、にせの欠損像が得られる可能性がある。しかし、シンチカメラでは ^{99m}Tc を6 mCiと大量に用いると10秒間という短時間にて良好なシンチフォトが得られ、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の肝腫瘍まで検出できた。従つて、被爆線量の点から mCi 単位投与できる ^{99m}Tc を肝に6 mCi 集るように大量に投与し、10秒間呼吸を停止したまま撮像すれば、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の肝腫瘍が検出可能であり、呼吸性移動による肝腫瘍検出能の低下を防ぐことができたことになる。

ところで、実際に臨床に応用する場合には、手技の容易さ、撮像時間が問題になる。スキャナーでは、スキャン条件のちよつとした設定条件の

誤りにより検出能力が著しく低下するため、ある程度の熟練を要する。これに対して、シンチカメラでは条件設定が容易であり、機械の調整さえうまくいつておれば、常に良好な像が得られた。

また、撮像に要する時間は2インチマルチカラースキャナーでは約45分、5インチスキャナーでは約15分であった。ところが、シンチカメラではR I の投与量に比例して撮像時間を短縮でき、 ^{99m}Tc を mCi 単位用いると数10秒間に良好な像を得ることができたが、 ^{198}Au の300 μCi位の量では良好な像を得るには10分余りの時間を要した。従つて、 ^{99m}Tc 、 ^{113m}In 等の短半減期の核種を mci 単位使用する際にはシンチカメラを用いて、呼吸を停止しての撮像、多方向からの検討が容易であるので有利となる。しかし、300 μCi以下のR I を用いる時には、シンチカメラの視野が比較的狭いこと（有効直径は約23 cm）を考えると5インチフォトスキャナーを用いた方が有利である様に思われる。

X. 結語

1. いずれの検出器、核種、投与量、コリメーターを使用しても右葉で2 cm、左葉で1.5 cm直径以下の腫瘍は検出できない。また、4 cm以上の腫瘍は検出できる。

2. シンチカメラ、シンチスキャナー共に核種の相違による肝腫瘍検出能には著しい差は認めなかつたが、 ^{99m}Tc を用いた場合に欠損像が最も明瞭であつた。

3. シンチカメラ、5インチフォトスキャナー、2インチマルチカラースキャナーの肝腫瘍検出能はほぼ同等であつた。

4. ^{99m}Tc を3~6 mCiと大量に用いた際には、打点記録方式、マルチカラー記録方式では両葉の腫瘍を同時に検出することが困難であつたが、シンチフォト、フォトスキャンでは両葉の腫瘍を同時に検出できた。

5. 呼吸性移動によつて肝腫瘍検出能は低下する。カメラの場合、移動距離が大きくなるに従つて欠損像は移動方向に細長くなり、欠損の辺縁でコントラストの差が少なくなり、遂には欠損として認めがたくなる。呼吸性移動が2~3 cmである

とすると、確実に検出できるのは、右葉、左葉共に4 cm直径以上の腫瘍である。

スキャナーの場合も呼吸性移動によつて肝腫瘍検出能が低下するのは同様であるが、その他、肝辺縁ではにせの欠損像があらわれる可能性がある。従つて、シンチグラムの辺縁の読影には充分注意を要する。

6. 臨床に用いる位のR I量では、投与量を多くすればする程、シンチカメラでは撮像時間が短かくなり有利であるが、スキャナーでは記録部分の遅れが生じて、スピードを上げるにも一定の限界がある。特に、レートメーター方式のマルチカラー記録方式では無理である。

7. 最良の組み合わせは、短半減期の^{99m}Tcを用いてシンチカメラで撮像することである。^{99m}Tcを6 mCiと大量に使用すれば、10秒間という短時間内に良好なシンチフォトを得ることができる。この場合の肝腫瘍検出能は、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径である。これは、静止時のシンチカメラの肝腫瘍検出能のほぼ限界である。

文 献

- 1) Anger, H.O.: Scintillation camera. Rev. Sci. Inst. 29, 27—33, 1958.
- 2) Atkins, H.L., Hauser, W. & Richard, P.: A comparison of conventional and blended display techniques in scintiscanning. Radiology, 90, 912—920, 1968.
- 3) Chritstie, J.H., Tatsuno, I. and MacIntyre, W.J.: The use of colloidal Gold-198 and colloidal Gold-199 for liver scanning. Radioactive Isotope in Klinik und Forschung. Band VI Urban & Schwarzenberg, München Berlin, 1965.
1965. Herausgegeben von Prof. Dr. K. Fellinger und Dr. R. Höfer 156—166.
- 4) Collica, C.J., Robinson, J. and Hayt, D.B.: Comparative study of the gamma camera and rectilinear scanner. Amer. J. Roentgenol. 100, 761—779, 1967.
- 5) Dworkin, H.J., Nelis, A. & Dowse, L.: Rectilinear liver scanning with technetium 99 m sulfide colloid. Amer. J. Roentgenol. 101, 557—560, 1967.
- 6) Einhorn, J. & Lundell, G.: Detection of space occupying lesions in the liver. Acta Radiol. 57, 366—372, 1962.
- 7) Endlich, H.L., Harper, P., Beck, R., Siemens, W. & Lathrop, K.: The use of ¹²⁵I to increase isotope scanning resolution. Amer. J. Roentgenol. 87, 148—155, 1962.
- 8) Freedman, G.S., Wolberg, J.R. & Johnson, P.M.: Comparison of the information content of data-blended and conventional photoscan. Radiology 90, 921—924, 1968.
- 9) Gottschalk, A. & Anger, H.O.: Use of the scintillation camera to reduce radioisotope scanning time. J.A.M.A. 192, 448—452, 1966.
- 10) Gottschalk, A., Harper, P.V., Timinez, F.F. & Petasnick, J.P.: Quantification of the respiratory motion artifact in radioisotope scanning with rectilinear focussed collimator scanner and the gamma scintillation camera. J. Nucl. Med. 7, 243—251, 1966.
- 11) Harper, P.V., Lathrop, K.A. & Richards, P.: Improved liver scanning with 6 hour Tc-99 m as radiocolloid. J. Nucl. Med. 5, 382, 1964.
- 12) 久田欣一：アイソトープイメージ装置の現状、臨放, 11, 172—180, 1966.
- 13) 稲倉正孝：シンチレーションカメラによる肝腫瘍検出能についての基礎的研究、日本医学会誌, 29, 1113—1134, 1969.
- 14) 寛弘毅：ラジオアイソトープ（R I）の診断的応用—体外よりのR I測定法を中心として—、日本医学会誌, 22, 415—448, 1963.
- 15) 加藤政昭：¹⁹⁸Auコロイドの臨床的応用に関する研究—貪食能を利用した¹⁹⁸Auコロイドによる肝血流量測定法並びに肝シンチグラム法の研究一、東京医学雑誌, 68, 483—518, 1960.
- 16) 春日建邦：¹²⁵Iによる面スキャニングの基礎的研究、日本医学会誌, 23, 976—982, 1963.
- 17) Libby, R.: Statistical evaluation of ¹²⁵I versus ¹³¹I for scanning cold lesion. J. Nucl. Med. 5, 887—894, 1964.
- 18) Loken, M.K. & Gerding, D.: Visualization of filling defect in a liver phantom containing ^{99m}Tc, ¹⁹⁷Hg, ¹³¹I or ¹⁹⁸Au using a rectilinear scanner or scintillation camera. Amer. J. Roentgenol. 101, 551—556, 1967.
- 19) 楠林和之：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、Ⅲ, 655—670, 1963.
- 20) 楠林和之：Scintiscanning法の開発、文部省研究報告集録、医学及び薬学編, 321, 1965.
- 21) 尾関巳一郎：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（悪性腫瘍のR I診断第3報）、multiscintigram第1報、日本医学会誌, 22, 448—478, 1962.
- 22) Wagner, H.N., Jr.: Principles of nuclear medicine. W.B. Saunders Company, Philadelphia. London, Tronto, 1968.
- 23) 渡辺克司、中田肇、稻倉正孝、中川英二、岡崎正道、沼口雄治：肝シンチグラムによる腫瘍の検出能力についての実験的研究、特にγ線エネルギーの影響について、日本医学会誌, 25, 830—835, 1965.
- 24) 安河内浩、朝倉英男：肝シンチグラムの呼吸性移動について、日本医学会誌, 25, 830—835, 1965.