



Title	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
Author(s)	稲倉, 正孝
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(9), p. 1113-1134
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19925
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

特別掲載

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

九州大学医学部放射線科学教室（指導 入江英雄教授）

大学院学生 稲 倉 正 孝

（昭和44年11月20日受付）

Experimental Study on the Detection of Liver Tumor Using Scintillation Camera

Masataka Inakura

Post-graduate student of Department of Radiology Kyushu University School of Medicine

(Director: Prof. Hideo Irie)

A study was done to determine the smallest liver tumor which can be detected by use of a scintillation camera in combination with the following four nuclides routinely employed in liver scanning, i.e., ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{113m}In and ^{198}Au . As a preliminary step, some studies were done on the general features of the scintillation camera followed by studies using a phantom on the effects of different nuclides and respiratory liver movements upon the detection of liver tumor.

It was found that liver tumors of 3 cm in diameter in the right lobe and of 2 cm in diameter in the left lobe can be demonstrated with any of the above nuclides. Defects could be best visualized with ^{99m}Tc , and even tumors of 2 cm in diameter in the right lobe and of 1.5 cm in diameter in the left lobe appeared as questionable filling defects.

Fundamental experiments using two kinds of nuclide, ^{99m}Tc and ^{113m}In , placed in a water chamber 10 cm deep showed that visualization of filling defects was better with ^{99m}Tc . Particularly, ^{99m}Tc was more useful for the detection of tumors near the surface, and tumors 2 cm in diameter were visualized to a depth of 3 cm while tumors 3 cm in diameter were demonstrable to a depth of 7.5 cm. With ^{113m}In , tumors 3 cm in diameter could be detected to a depth of 6 cm, but tumors 2 cm in diameter could not be detected even on the surface of the phantom.

Increased respiratory liver movement caused the contour of the liver to become enlarged in the direction of the movement with blurring of the edges. At the same time, the filling defect within the liver also became extended in the direction of the movement making recognition of the defect difficult and decreased the detection of liver tumor. Assuming that respiratory liver movement is usually about 2—3 cm, only tumors to a diameter of 4 cm can be detected in either lobe. This is 1 cm larger than that which can be detected in the right lobe in the stationary state. In the usual range of radioisotope doses, the exposure time of the scintillation camera can be shortened in inverse proportion to the dose.

Technetium-99 m, a nuclide with short half life and low energy, does not emit any beta rays so that it can be administered in mCi units without concerning over the radiation dose. Technetium-99 m given in

large doses of 6 mCi produced good visualization at 10 sec without increasing the brightness of the oscilloscope, and liver tumors of 3 cm in diameter in the right lobe and tumors of 2 cm in diameter in the left lobe could be detected. This is equivalent to the optimum detection of liver tumors during the stationary state. Therefore, if ^{99m}Tc is given in sufficient doses for 6 mCi to accumulate in the liver and scintiphotos are taken with the patient holding his breath for 10 sec., liver tumors 3 cm in diameter in the right lobe and tumors 2 cm in diameter in the left lobe can be visualized without interference due to respiratory liver movement.

目 次

- I. 緒 言
- II. Anger 型シンチレーションカメラについて
- III. シンチカメラの性能に関する基礎的検討
- IV. 肝ファントムを用いての肝腫瘍の検出能力についての検討
- V. 総括および考案
- VI. 結 語
- VII. 文 献

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、臓器スキャン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ようになった。この方面での進歩は、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。

肝シンチグラム検査に限ってみても、用いられる放射性医薬品の種類は豊富になり、 ^{198}Au , ^{131}I , ^{99m}Tc , ^{113m}In を含む ^{198}Au Colloid, ^{131}I -AA, ^{131}I -RB, $^{99m}\text{Tc}_2\text{S}_7$ colloid 等がある (Table 1)。

これらの RI はそれぞれ検出に用いられる主γ

線エネルギーを異にしており、また被曝線量の点から投与量の制限も異なっている²²⁾²⁸⁾³³⁾⁸⁵⁾³⁶⁾³⁷⁾。

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 Anger¹⁾によつ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秀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⁴⁾¹¹⁾¹⁶⁾²⁴⁾⁴⁷⁾。

今日、肝の形態的診断法としての肝シンチグラムの臨床的価値は既に確立されたものと思われる。肝シンチグラムの主な目的はspace occupying lesion の検出にあり、それは肝シンチグラム上、欠損像として描画される。一般に、臓器スキャンニングにおいては RI の集まった部分（スキャン像では陽性像としてあらわされる）の検出に比べて、RI のとりこみの少ない部分（スキャン像では欠損像としてあらわされる）の検出には種々の困難性を伴っている。特に、肝のように大きい臓器では、その中の腫瘍を小さい時期に欠損像として明瞭に検出するということは、極めて重要なことであり、肝スキャンニングの臨床的価値を決定するものであると云える。

Table 1. Properties of commonly used liver scanning agents (Wagner, H.W. Jr.⁴²⁾)

Radiopharmaceutical	Photon Energy (KeV)	Administered Doseage	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—1.03	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

ところで、肝腫瘍の検出能に関与する因子には色々な要素が考えられるが、主なものとして、検出装置の性能、核種の相違（主 γ 線エネルギー、その投与量及びR I 標織化合物の生体内分布）、肝自体の影響（肝の厚さ及び腫瘍の存在位置）、肝の呼吸性移動等がある。

著者はシンチカメラと前記4種の核種との組合わせにより、どの程度の大きさの肝腫瘍までシンチカメラで検出可能であるかについて検討した。

II. Anger 型シンチカメラについて

現在、検出器固定型の装置としては次に述べる4種のものが開発されている。

(イ) シンチカメラ型 (Anger type)²⁾⁵⁾⁶⁾⁴⁵⁾

(ロ) イメージ増倍管型 (Terpogossian type)

38)39)

(ハ) モザイク結晶型 (Bender Blau type)⁸⁾

(ニ) スパークチェンバー型 (Kellerschon type)¹⁴⁾²⁸⁾

この中では、Anger 型のシンチカメラが最も普及しており、臨床に使用されている。

著者も、この検出器により実験を行なったの

で、その構造、動作原理について、概略の説明をする⁵⁾⁶⁾⁴¹⁾。用いたのは、Nuclear Chicago 社製の Anger 型 Scintillation Camera PHO/Gamma III (Fig. 1) である。その主要構造は検出部 (Detector Assembly) と制御部 (Control Assembly) の2つに大別することができる。

検出部 (Fig. 2) には直径11 $\frac{1}{2}$ インチ、厚さ $\frac{1}{2}$ インチの Na I (Tl) 結晶があり、この後方には19本の3インチ直径の光電子増倍管が6角形に配列されている。光電子増倍管と Na I (Tl) 結晶との間隔は1 $\frac{1}{2}$ インチあり、両者は屈折率の高い lucite light pipe にて光学的に結びつけられている。

各光電子増倍管の受ける閃光は、4つの出力信号 X^+ , X^- , Y^+ , Y^- に変えられる。この出力信号は、Na I 結晶の中心を座標の原点とし、X軸、Y軸をとつてきめられた座標系に対応させられる (Fig. 3)。すなわち、各光電子増倍管 ($P_1 \sim P_{19}$) から出力系に伝えられる信号量は各方向への光電子増倍管の容量に比例するように設計されている⁶⁾。 X^+ 信号についてみると各光電子増倍管

Fig. 1. Scintillation camera PHO-Gamma III (Nuclear Chicago)

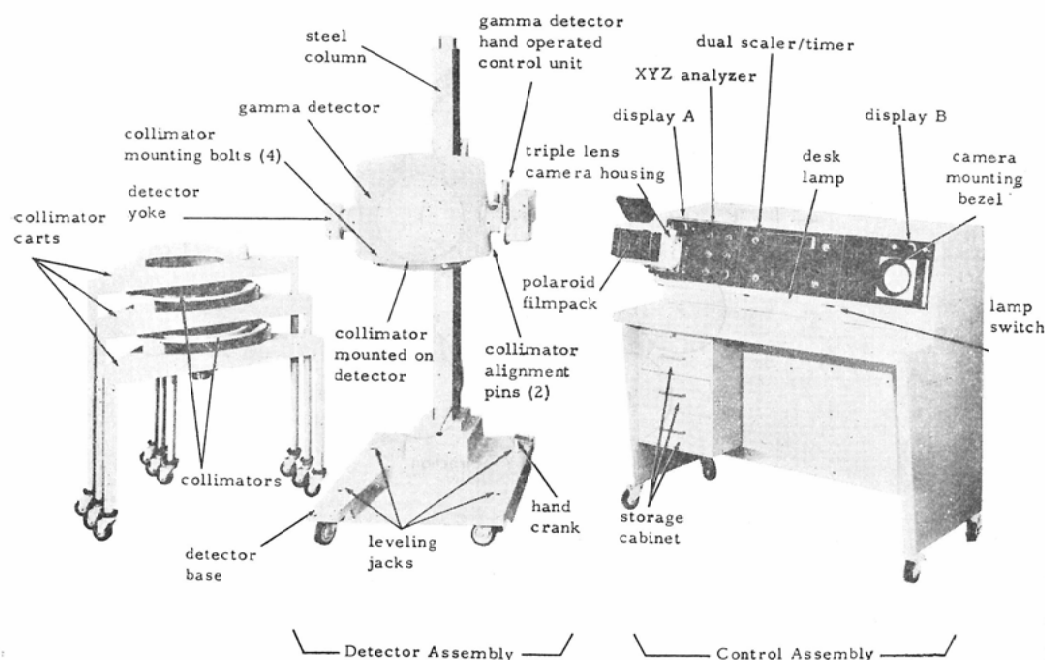
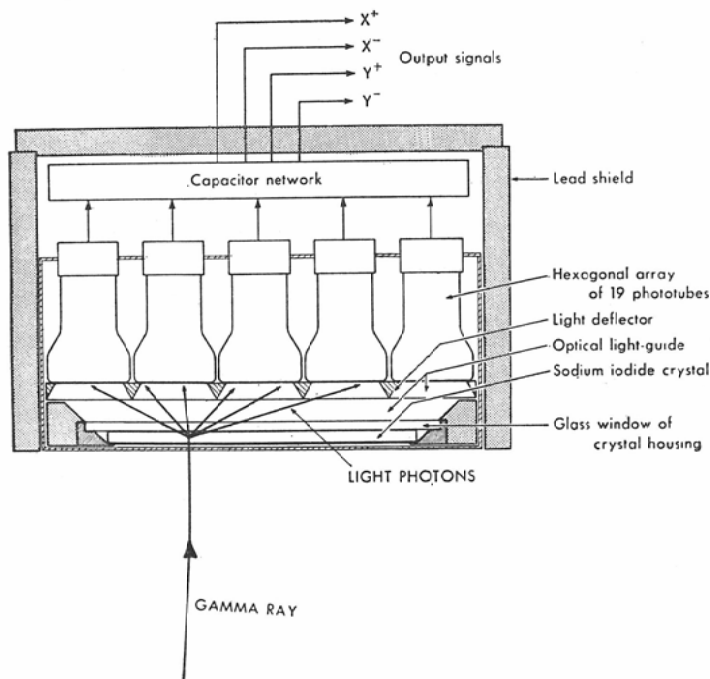
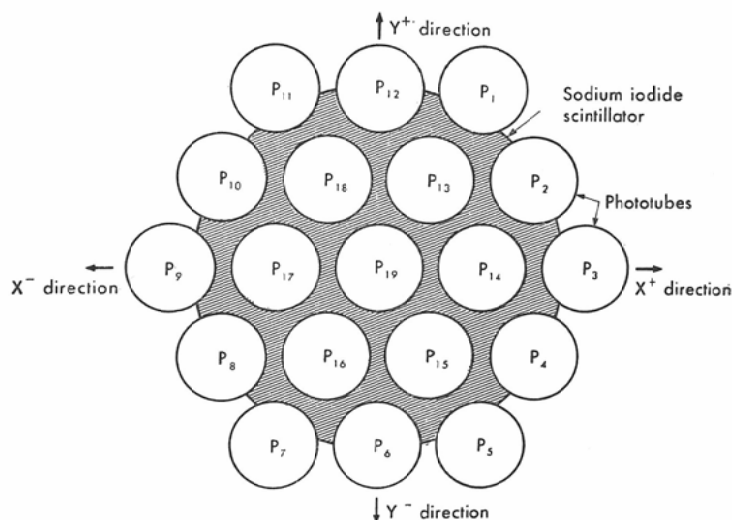


Fig. 2. Scintillation camera image detector. (Anger, H.O.⁶⁾)Fig. 3. Plan view of phototubes and scintillator in image detector. (Anger, H.O.⁶⁾)

($P_1 \sim P_{19}$) からの信号を加えることによつて得られる。

X^- , Y^+ , Y^- も同様な方法で決定され、閃光の起つた位置を最終的に決める信号 X , Y は次のよ

うに決められる。

$$X = (X^+ - X^-) / Z \quad Y = (Y^+ - Y^-) / Z$$

このようにして、各光電子増倍管の受ける光量の差から計算回路で閃光部の座標を算出し、オンロ

スコープ上の位置を決める。

次に、 γ 線エネルギーに比例するZ信号はこれら4つの出力信号を加えることによつて得られる。

$$\therefore Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$$

このZ信号は波高分析器に送られて、目的の γ 線エネルギーのみが選ばれ、波高分析器からの出力がオシロスコープの陽極管の格子に送られる。この位置及び γ 線エネルギーの強さの2つの信号によつてオシロスコープ上のシンチレーターの発光位置に対応した位置に輝点を光らせる。

すなわち、 γ 線が1個検出されると、ブラウン管上に輝点が1個光ることになる。この輝点を、ポラロイドカメラ又は普通のカメラに、シャッターを開けたままで、フィルムの上に充分な数だけ蓄積すれば、RI分布を示す像(scintiphotogram)が得られる。オシロスコープは制御装置の両端2カ所にあり、一方には、3本のレンズ系を備えたポラロイドカメラがとりつけてあり、異つた露出の3つの像が同時に1枚のポラロイドフィルムに写される。他方には、連続撮影機をとりつけることもでき、RI-angiography、その他の動態検査が可能である。

コリメーターには3種あり、甲状線などの小臓器にはピンホールコリメーターを、肺、肝、脳などの大臓器では中程度エネルギー(200KeV)以上の γ 線用として1,000孔の、 ^{99m}Tc (140KeV)以下の低エネルギー用として4,000孔の平行コリメーターを、それぞれ簡単に取換え使用できるようになっている³⁾。

又、シンチカメラは検出部の方向を自由に、簡単に動かすことができ、高速撮影力とあいまつて多方向よりの観察が容易であることも大きな利点の1つである。

III. シンチカメラの性能に関する基礎的検討

シンチカメラの性能は、感度(sensitivity)、解像力(resolution)、検出面内に於ける感度の均一性(uniformity)、像の歪曲の程度(linearity)により決定される⁴⁾。これらは、各々独立したものではなく、相互に関連を有するものであり、シンチカメラの性能はそれらの総合としてとらえられ

る。肝腫瘍の検出能力に関する実験に先立つて、これらの諸点に関連して、基礎的検討を加えた。

実験は、装置自体の物理的、工学的立場からの検討ではなく、出来上がった装置としてのシンチカメラを臨床的に使用する者の立場から、必要な基礎的資料を得るために行なつたものである。

(1) コリメーターの等感度曲線

コリメーターは検出器の視野外から結晶に向けて入射する γ 線を遮断し、検出器に指向性をもたせるものであり、その等感度曲線は点線源を各点に置いて計数し、計数率の等反応部を結んでつくる曲線である。

a. 実験方法

空中にて、 ^{131}I 点線源をX軸上に水平方向及び垂直方向に1cmずつ移動させ、各点の計数率を測定することによつて等感度曲線を求めた。用いたコリメーターは、ピンホール及び1,000孔コリメーターの2種である。

b. 結果

Fig. 4-aにピンホールコリメーターの、Fig. 4-bに1,000孔コリメーターの等感度曲線を示す。ピンホールコリメーターではピンホールに近い程、感度は良好であり、コリメーター面及び中心軸から離れるにつれて感度は急速に低下する。

ピンホールコリメーターの中心軸上で表面の感度を100%とすれば1cm離れると40%、2cm離れると25%、10cm離れると3%となる。中心軸より水平方向に離れるにつれて感度は低下するがその程度はコリメーターに近い面程著しい。コリメーターより20cm離れた面での感度はほぼ一様に0.8%になっている。

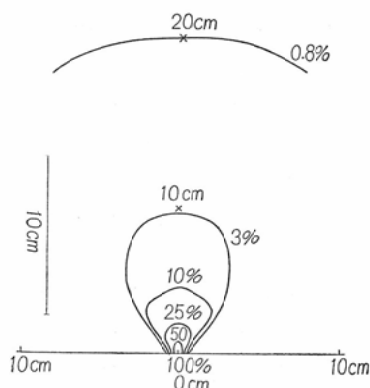
1,000孔コリメーターではコリメーターからの距離による感度の低下は殆んど認められなかつた。コリメーターの中心から半径11cmの範囲でコリメーター面からの距離20cm以内の感度はほぼ均一であり、最高点の80%以内の感度であつた。

(2) 3種のコリメーターの感度比較

一般に、シンチレーションカウンターの感度は、次の2つの因子によつて決まる。

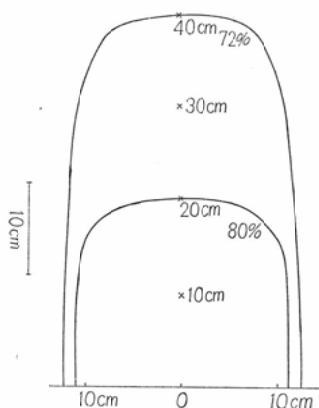
- 1) シンチレーターの検出効率
- 2) コリメーターを含めたその幾何学的効率

Fig. 4. Isoresponse curve



(a) Pinhole collimator

×50cm



(b) 1,000 hole collimator

1)のシンチレーターの検出効率は、結晶の直径、厚さによつて規定されるもので、一定の大きさの結晶に対しては、 γ 線のエネルギーによつて異なってくる⁵⁾⁶⁾。2)の幾何学的因子はコリメーターにより規定される。著者らの使用しているシンチカメラの結晶の大きさは、 $11\frac{1}{2} \times \frac{1}{2}$ インチで、定められたものである。一方、コリメーターには、取り変えが可能なピンホール、1,000孔及び4,000孔の平行コリメーターの3種があるので、各々のコリメーターによる感度の違いについての検討を行なつた。また、コリメーターの効果は入射する γ 線のエネルギーにより影響を受ける

ので、核種を変えて実験した。この場合の感度は、当然ながら(1)及び(2)の両方の因子がエネルギーの違いによる影響を受けるので、それらを総合したものとしての感度への影響が表わされる。コリメーターの感度には、点線源感度と面線源感度とがあるが、ここでは肝シンチグラム検査に関係の深い面線源感度について検討した。

a. 実験方法

底面 40×40 cm、深さ4cmの正方形の容器に2.5 μ Ci/mlのRI溶液4lを入れて面線源とし、コリメーターを装置した場合とはずした場合のカウンタ数を計算し、両者の計数の比率を%で表わし、コリメーターの面線源感度とした。用いた核種は、 ^{99m}Tc , ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au の4種である。

b. 結果

測定結果をTable 2に示す。同じ核種を用いてのコリメーターによる感度の差をみるとピンホールが最も悪く、4,000孔コリメーターが最も良好であつた。低エネルギーの ^{99m}Tc を用いた場合、4,000孔及び1,000孔コリメーターを用いた場合の感度はほぼ等しくピンホールコリメーターの3倍の感度であつた。

Table 2.

	4,000 Hole	1,000 Hole	Pihole
^{99m}Tc	0.114%	0.112%	0.0384%
^{203}Hg	0.278	0.142	0.0219
^{131}I	2.00	0.228	0.0289
^{198}Au	2.76	0.227	0.0289

Measurement of sensitivity with plane sources of ^{99m}Tc , ^{203}Hg , ^{131}I and ^{198}Au .

Collimators used in this experiment were pin-hole, 1,000 hole and 4,000 hole Collimator.

エネルギーの高い ^{198}Au を用いた場合は4,000孔及び1,000孔はピンホールコリメーターの各々100倍、10倍の感度を示した。

次に、同じコリメーターを用いて、核種のエネルギーの差による感度の違いをみると、ピンホールでは上記4種のいずれの核種を用いても感度に差を認めなかつた。これに対して、4,000孔コリ

メーターでは核種のエネルギーが大きくなるにつれて、感度は急速に上昇した。すなわち、 ^{99m}Tc を基準にして表わすと、 ^{203}Hg は2.4倍、 ^{131}I は17.5倍、 ^{198}Au は22.4倍であった。

1,000孔コリメーターでも、ほぼ同様の傾向で、核種のエネルギーが大きくなるにつれて、感度は上昇したが、4,000孔コリメーターほどの著明な感度の上昇は認められなかつた。すなわち、 ^{99m}Tc を基準にして表わすと ^{203}Hg は 1.3倍、 ^{131}I 及び ^{198}Au は、各々 ^{99m}Tc の 2 倍であった。

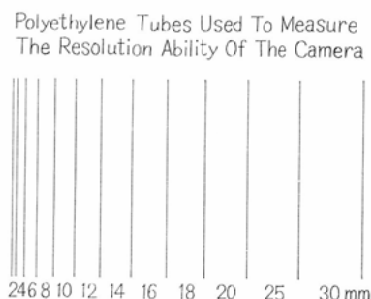
(3) 解像力

解像力とは、近接して置かれた2つの線源を別個のものとして識別し得る能力を意味している。シンチカメラの場合、その解像力は、コリメーターによる因子 (geometric factor) と装置の位置決定の正しさの因子 (intrinsic factor) の2つの因子が合成されたものにより決定される⁵⁾⁶⁾。intrinsic factor は、NaI 結晶の大きさと光電子増倍管の性能によって決まる装置自身の持つ固有の因子で使用者が変わることは出来ない。しかし、コリメーターは前述のごとく、3種に変えられるので、3種のコリメーターについて核種を変えて、その解像力について検討した。

a. 実験方法

内径 0.6 mm のポリエチレン管に、約 $4\mu\text{Ci/ml}$ の割合に RI を封入して線線源を作成した。その線線源を厚さ 1 cm のパラフィン板に刻んだ細い溝の中に埋没せしめ、Fig. 5 のごとくに並べて解像力測定用のテストチャートとした。

Fig. 5. Line-source phantom. This polyethylene tubes containing a radioactive solution were placed in grooves of paraffine plate.



このテストチャートを用いて、次の4点について、空中にて検査を行なつた。

- 1) コリメーターの相違が解像力に及ぼす影響。
- 2) γ 線エネルギーが解像力に及ぼす影響。
- 3) 最善の解像力を得るコリメーターと核種の組み合わせ。
- 4) 中間吸収体の厚さの違いが解像力に及ぼす影響。

1)については ^{99m}Tc を、2)と3)については ^{99m}Tc (140KeV), ^{203}Hg (279KeV), ^{113m}In (393KeV) の3種の核種を用いて、附属するピンホール、4,000孔及び1,000孔の各コリメーターについて検討した。4)は、1 cm のアクリル板をテストチャートの上に重ねて行き、 ^{99m}Tc 及び ^{113m}In の2種について検討した。撮影条件は全て、200,000 counts, Window width 20% Intensity 4.75であり、オシロスコープの像をポラロイドフィルムにて撮影した。判定は肉眼で行ない、線源を識別し得る最小間隔をもつて解像力とした。

b. 結果

1. ^{99m}Tc を使用し、3種のコリメーターで測定した解像力をFig. 6に示す。横軸にコリメーター面よりテストチャートまでの距離を縦軸に解像力を示してある。コリメーター表面では、ピンホールで4 mm、4,000孔及び1,000孔で共に14 mmであった。

ピンホールコリメーターの解像力は著しく秀れているが、4,000孔及び1,000孔コリメーターに

Fig. 6. Over-all resolution of ^{99m}Tc line source with pinhole, 1,000 hole and 4,00 hole collimator.

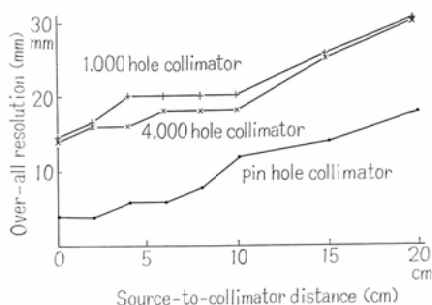
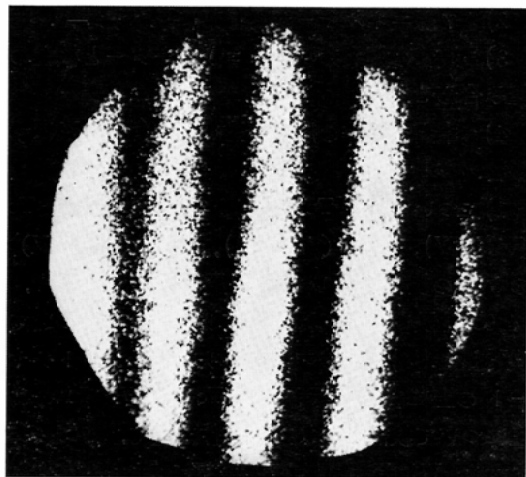


Fig. 7. Scintiphoto of ^{99m}Tc line-source phantom placed parallel to and 2 cm away from pinhole collimator. 2×10^5 counts were collected. Each distance between line sources was 4, 6, 8 and 10 cm.



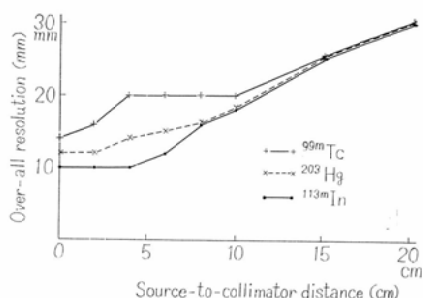
は余り差を認めなかつた。1例として、ピンホールコリメーターを用いて、2 cm離れた面に置かれた ^{99m}Tc を入れたテストチャートを撮影したシンチフォトを Fig. 7 に示す。

また、解像力はコリメーター面から離れるにつれて悪くなっている。例えば、ピンホールコリメーターの場合、コリメーター表面で4 mmであつた解像力が10 cm離れると12 mm, 20 cm離れると18 mmとかなり急速に悪くなる。4,000 孔コリメーターでも、表面で14 mm, 10 cm離れると18 mm, 20 cm離れると30 mmとなり、コリメーターとテストチャートの距離が離れるにつれて解像力はかなり急速に悪くなった。

2. 次に核種の相違が解像力に及ぼす影響について、1,000 孔コリメーターを用いて、検討した結果を Fig. 8 に示す。コリメーター表面での解像力は、 ^{113m}In で10 mm, ^{203}Hg で12 mm ^{99m}Tc で14 mmであり、 ^{113m}In , ^{203}Hg , ^{99m}Tc の順に解像力はすぐれていたがその差は著しいものではなかつた。

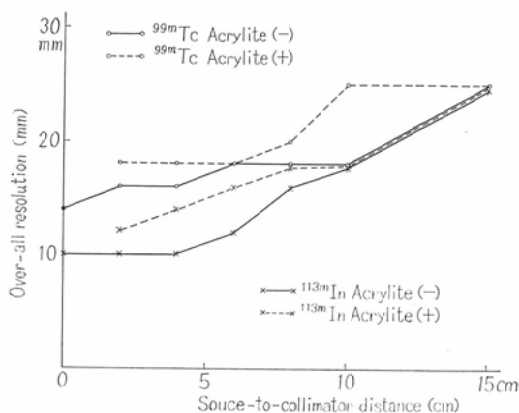
3. 解像力は、コリメーター別にみれば、核種の如何を問わず、ピンホールコリメーターで最もすぐれ、 ^{99m}Tc , ^{203}Hg で4 mm, ^{113m}In では6 mmであつた。

Fig. 8. Over-all resolution with ^{99m}Tc , ^{203}Hg and ^{113m}In (1,000 hole collimator).



4. 吸収体の厚さが解像力に及ぼす影響について検討した結果を Fig. 9 に示す。 ^{99m}Tc 及び ^{113m}In 共に吸収体の存在によつて解像力は低下するが、その程度は著しいものではなかつた。例えば、 ^{99m}Tc 及び ^{113m}In 共に2 cm及び8 cmのアクリル板の存在によつて、解像力は2 mm低下したのみであつた。ただし、撮影に要する時間は吸収体の厚さが増すにつれて、著明に延長した。

Fig. 9. Over-all resolution in air and tissue with 4,000 hole (^{99m}Tc) and 1,000 hole (^{113m}In) collimator.



(4) 検出器表面に置かれた点線源に対する感度分布。

全測定範囲のR I分布を正確に描画するためには、結晶の各部分での感度は一様であることが必要である。これを測定するためには、一定距離離れた点線源によつて、均等に照射されたNaI結晶を多くの面積に分けて、各単位面積での閃光の数を計数すればよい。

しかし、この測定には精密な装置を必要とし、臨床医にとっては困難なことである。そこで、著者はNaI結晶の中心を円心とした、同心円上に於ける感度の分布に歪みがないか否かを検討した。

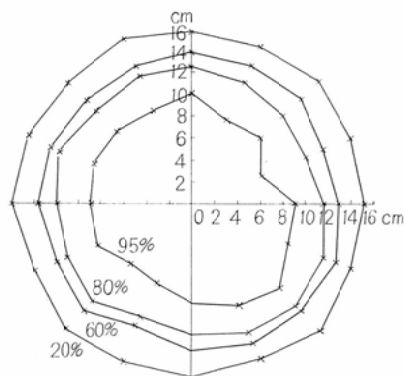
a. 実験方法

コリメーターをとり除いた検出器の表面に ^{131}I 点線源(5 μCi)を密着して置き、計数した。測定点は、NaI結晶の中心を原点として、X軸、Y軸を定めその間を30°ごとに12等分し、各軸とも原点より1cmずつ移動させて計数し、最高計数点を100として、感度分布を表わした。

b. 結果

測定結果をFig. 10に示す。等感度曲線でみると、完全な円形でなく、一部に不均等なところはあるが、ほぼ同心円状をなしている。 ^{131}I 点線源が原点から離れるにつれて、感度は低下するが、直径20cm以内は最高点の95%以内であった。

Fig. 10. Counts of ^{131}I point source on the detector surface was measured and isoresponse curve was drawn. The distortion was not marked.



(5) 格子型線線源ファントムのシンチフォトについて

日常臨床への応用にあたつて、最も知りたいことは、シンチカメラの性能を規定する各因子についての詳しい情報ではなく、それらの因子を総合したシンチカメラの総合的な性能についてである。

そこで結晶面を充分覆つてしまう程の広さを持

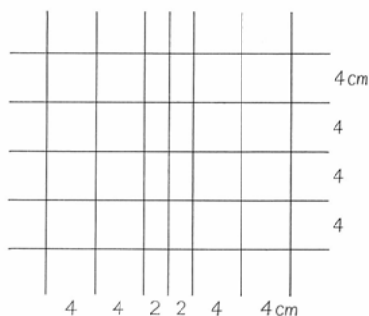
つた格子型の線線源ファントムにて、シンチフォトを得て、RI分布が正確に撮像されているか否かについて検討した。

a. 実験方法

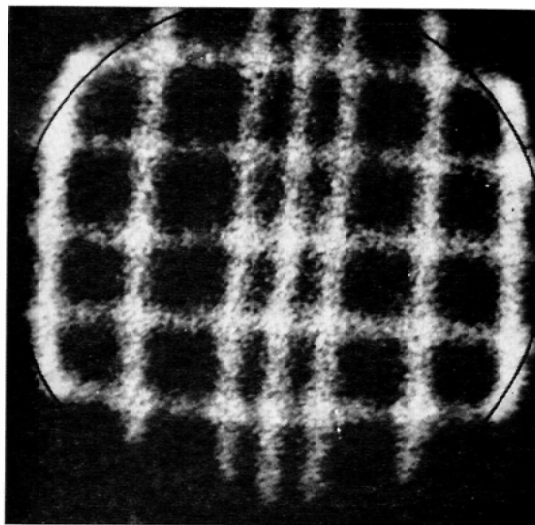
Fig. 11-a のとき、 ^{131}I 溶液を入れた格子型の線線源ファントムにより、シンチフォトを得た。撮影条件は、露出 20×10^4 カウント Intensity 4.75, Window width 20%であった。

b. 結果

Fig. 11. Line-source phantom and scintipho of it in contact with surface of collimator. Using ^{131}I -rays, 2×10^5 counts were collected. Uniformity of scintillation camera performance for most parts of the field of vision was satisfactory.



(a) Crossed line-source phantom



(b) Scintiphot of crossed line-source phantom (1,000 hole collimator)

Fig. 11-b に示すごとく、シンチファオトの全野にて線線源はほぼ一様な明るさで、ほぼ直線になっており、直角に交っているように見える。しかし、詳細にみると、直線のところどころが虫喰い状に薄くなっており、又、辺縁部では直線が外側に向つて樽様にふくらんでいることがわかる。

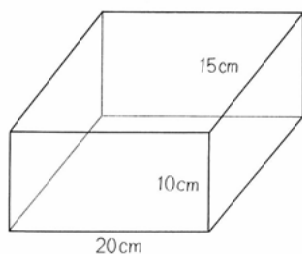
(6) 欠損像の検出能力

シンチカメラでは、どの位の大きさの欠損部分を検出できるか、その総合的な能力についての検討を行なつた。すなわち、球模型を用いて γ 線エネルギーの相違及び欠損の存在する深さが欠損検出能に及ぼす影響について検討した。

a. 実験方法

Fig. 12 に示すとき深さ10cm、容積 3,000ml のファントームに RI 溶液を満し、直径4, 3, 2, 1cmのアクリライト製の球模型を1cmずつ沈めて撮影した。用いた核種は ^{99m}Tc , ^{113m}In の2種であり、RI溶液の濃度は $1\mu\text{Ci/ml}$ であつた。撮影条件は露出 6×10^5 カウント、Intensity 4.50 Window width 20%であり、オシロスコープの像をボラロイドフィルムに撮影した。 ^{99m}Tc では4,000孔、 ^{113m}In では1,000孔コリメーターを使用し、コリメーターとファントーム間の距離は1cmとした。

Fig. 12. Schema of phantom used for measurement of detectability of spherical tumor models.



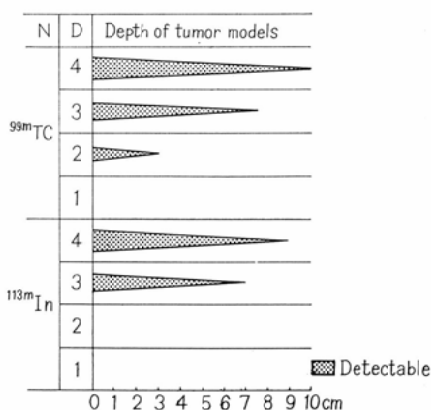
b. 結果

判定結果を Fig. 13に示す。縦軸に球模型直径を示し、横軸に検出可能な深さを示す。

^{99m}Tc を用いた場合は直径4cmの腫瘍模型は底部まで、直径3cmでは深さ7.5cmまで直径2cmでは深さ3cmまで検出できた。

Fig. 13. Detectability of spherical tumor models by scinticamera

D: Diameters of sphere in cm



^{113m}In を用いた場合は直径4cmの腫瘍模型は深さ9cmまで、直径3cmでは深さ6cmまで検出できたが、直径2cmの腫瘍模型はファントーム表面でも検出できなかった。

(7) 小括

シンチカメラの性能について、若干の基礎的検討を行なつた。

1,000孔コリメーターでは、空中において、直径22cm、コリメーター面からの距離20cmの範囲では感度はほぼ一様であつた。これに反して、ピンホールコリメーターでは、ピンホールから離れるにつれて、感度は急速に低下した。

^{99m}Tc , ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au の4種の核種を用いてコリメーターの面線源感度を測定した結果、いずれの核種を用いても、ピンホールコリメーターの感度が最も悪く、核種の相違による感度の差を認めなかつた。これに対して、4,000孔コリメーターでは核種のエネルギーが大きくなるにつれて、感度は急速に上昇した。1,000孔コリメーターでは、核種のエネルギーが大きくなるにつれて、感度は徐々に上昇した。

解像力は、核種の如何を問わず、ピンホールコリメーター最もすぐれており、 ^{99m}Tc 及び ^{203}Hg で4mm、 ^{113m}In で6mmであつた。

γ 線エネルギーの相違が解像力に及ぼす影響について、1,000孔コリメーターを用いて検討した

結果, ^{113m}In , ^{203}Hg , ^{99m}Tc の順にすぐれていたが, その差は著明でなく, 各々, 10mm, 12mm, 14mmであつた。

全般に, コリメーターに近い程, 解像力は秀れており, 距離が離れるにつれてかなり急速に悪くなるが, 吸収体の存在によつて解像力は余り影響を受けなかつた。

被検体のRI分布が正確に撮像されているか否か, 格子型線線源ファントムを用いて検討した結果, 視野のほとんど全野にてほぼ満足すべき像が得られた。しかし, 詳細にみると, 辺縁部では直線が外側に向つて, 樽様にふくらんでいることが分かつた。

次に主 γ 線エネルギーの差異及び腫瘍の存在する深さが欠損像の検出に与える影響について, ^{99m}Tc (140KeV) 及び ^{113m}In (393KeV) の2種の核種を用いて検討した結果, 10cmの深さのRI溶液中では, ^{99m}Tc を用いた方がより明瞭に欠損像を検出し得た。特に, 表面近くに存在する腫瘍の検出には, ^{99m}Tc を用いた方が欠損像がより明瞭であり, 直径2cmの球モデルを深さ3cmまで検出できた。ところが, ^{113m}In を用いた場合は, 直径2cmの腫瘍モデルをファントム表面でも検出できなかった。直径3cmの腫瘍モデルは, ^{99m}Tc では深さ7.5cmまで ^{113m}In では深さ6cmまで検出できた。

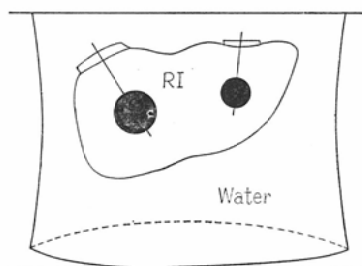
IV. 肝ファントムを用いての肝腫瘍の検出能力についての検討

シンチカメラでは, どの位の大きさの肝腫瘍まで検出可能であるかを知っておくことは臨床的に極めて大切なことである。そこで, ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{113m}In 及び ^{198}Au の4種の核種を用いて, 核種の相違及び呼吸性移動が肝腫瘍検出能に及ぼす影響について検討した。

(1) 肝ファントム

肝ファントムには Maclett-Alderson Organ Scanning Phantom を使用した (Fig. 14)。このファントムの素材はアクリライト製で厚さ22cmの腹部胴体模型の腹側から1cmの深部に肝模型の表面がくるように固定した。肝模型は右葉で10cm, 左葉で5cmの厚さであり, 容積は1.5lである。肝模型中の腫瘍模型の入れ方は右葉及び左葉

Fig. 14. Schema of Maclett Alderson liver scanning phantom



の前後径の中央部で, 右葉に直径5cm, 左葉に直径4cmの球を入れた一組と右葉に直径4cm, 左葉に直径3cm, 右葉に直径3cm, 左葉に直径2cm, 右葉に直径2cm, 左葉に直径1.5cmの計4組とし, 腫瘍模型を入れてない場合を対照とした。

肝模型の中には, 臨床上, 一般的に用いられている量のRIを注入して実験した。用いた核種及び量については, 各項の実験方法のところで述べる。

(2) 撮影条件に関する検討

シンチカメラでRI分布を描画する際, 像の質に影響を与える因子には種々のものが考えられる。そのうち, 撮影条件に関するものとしては撮影に要する時間, カウント数, 波高分析器のWindow width, 輝点のIntensity等がある。Intensityを少なくして, 露出時間を長くすれば粒子が微細になり, 欠損像も明瞭になる。逆に, Intensityをあげて, 露出時間を短くすると, 粒子の荒れが目立つて, 欠損像が不明瞭になる。又, Window widthを広げると単位時間当りのカウント数が増すことになるが, 解像力は低下する⁵⁾。そこで, 肝ファントムにて肝腫瘍検出能を調べるのに最も適当な条件を検討した。

a. 実験方法

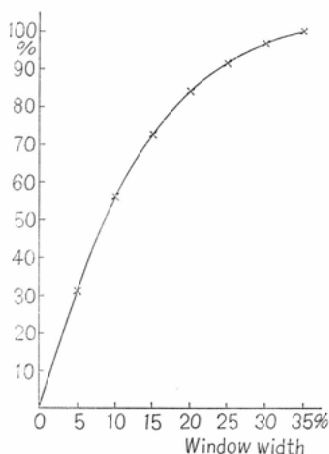
腫瘍模型を入れていない肝ファントムに ^{99m}Tc 3mCiを入れ, Window widthを5, 10, 15, 20, 25, 30, 35%と変えて60秒間露出し, カウント数を計測し, Window widthのカウント数に及ぼす影響について検討した。次いで, 右葉に直径5cm左葉に直径4cmの腫瘍模型を入れWindow

width を 5%, 20%, 35% の 3 種に変え, カウント数を 7×10^4 , 14×10^4 , 28×10^4 , 56×10^4 , 112×10^4 の 5 種に変え, Intensity の目盛を, 4.50, 4.75, 5.00 の 4 種に変えて合計 60 枚のシンチフォトを得た. この 60 枚のシンチフォトについて, 欠損像の判読の難易を検討した.

b. 結果

Window width 35% の時のカウント数を 100 とし, 各 Window width でのカウント数の割合を計算すると Fig. 15 の如く, Window width 30% で 96.8%, 20% で 84.2%, 10% で 56.3% となる. すなわち, Window width 20% で Photo peak の大部分を計数している. ついで, 60 枚のシンチフォトで欠損像のあらわれ方について観察した結果, Window width の相違によつて, 欠損像の判読にはほとんど差を認め得なかつた.

Fig. 15. The effect of Window Width. Count through 35% width of Window was regarded as 100%.



Intensity による変化を見ると Intensity 4.30 で像の粒状性は最も微細であり, Intensity 5.00 になるとかなり像の荒れが目立つてくる. しかし, Intensity 4.30 では 112×10^4 カウントでも十分な露光が得られなかつた. Intensity 4.50 では 56×10^4 カウント, Intensity 5.00 では 14×10^4 カウントで充分の露光を得ることができた.

欠損部分の最善の検出能力を時し, しかも, 露光時間の最短のものを前記 60 枚のシンチフォトに

より求めると, 56×10^4 カウント, Intensity 4.50 Window width 35% の場合で, ^{99m}Tc 3 mCi を用いたこの実験での撮像時間は約 70 秒であつた. Window width を余り広げると, 高エネルギーの γ 線にて解像力が低下し, 撮影時間にも余り差を認めないので, 以後の実験では Window width は 20% を用いた.

(3) コリメーターの検討

基礎的検討の項で検討した様に, コリメーターは解像力及び感度に重大な影響を与える. そこで, コリメーターの相違が肝腫瘍検出能に及ぼす影響について検討した.

a. 実験方法

^{99m}Tc 及び ^{113m}In の 2 種の核種を用い, 前記 4 種類の腫瘍模型の組み合わせ及び対象として腫瘍模型の入っていない場合について検討した. 使用したコリメーターは, ピンホール, 1,000 孔及び 4,000 孔の 3 種であり, ^{99m}Tc 及び ^{113m}In の量は 3 mCi であつた.

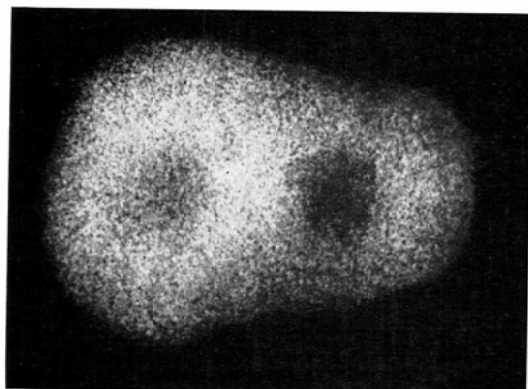
撮影条件は, 前の実験によつて最良の結果を得た 56×10^4 カウント, Intensity 4.50, Window width 20% を用いた.

b. 結果

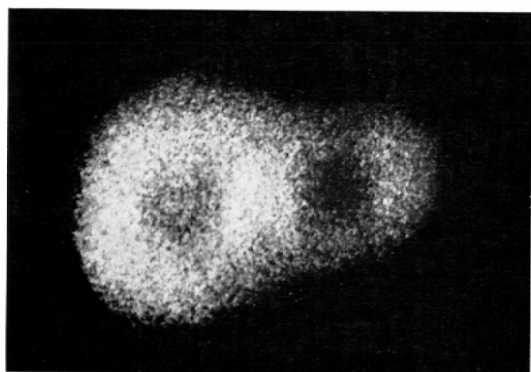
^{99m}Tc を用いた場合はいずれのコリメーターを使用しても右葉で 3 cm, 左葉で 2 cm 直径の腫瘍まで検出できた. 像の質を比較するとピンホールコリメーターを使用した場合に肝辺縁及び欠損部分の境界が最も明瞭であつたが像に歪みが認められた. 4,000 孔, 1,000 孔コリメーターでは像の質には差を認めなかつた (Fig. 16). しかし, 撮像時間を比べると 4,000 孔及び 1,000 孔ではほぼ同時間であつたが, ピンホールコリメーターでは 5 倍以上の時間を要した. また, ピンホールコリメーターではコリメーター面を目的とする部分に近づけることによつて同部を拡大して撮影することができるが, 拡大撮影を行なつても肝腫瘍検出能は良くならなかつた.

^{113m}In を用いた場合にはピンホール, 1,000 孔コリメーターでは, 共に右葉で 3 cm, 左葉で 2 cm 直径の腫瘍を検出できた. この点は ^{113m}In のよう

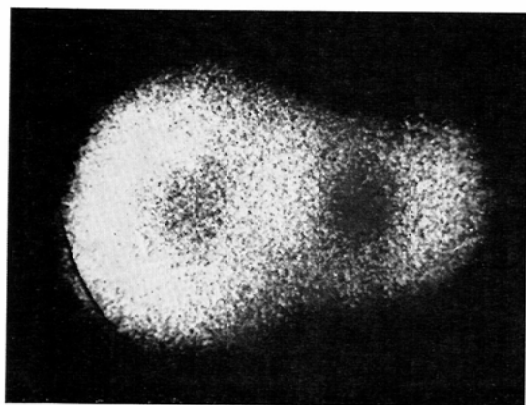
Fig. 16. Scintiphotos of the liver phantom with pinhole, 1,000 hole and 4,000 hole collimator. The liver phantom contained 3 mCi of ^{99m}Tc solution and artificial tumors 5 cm and 4 cm in diameter were placed at the level of the center of the right lobe and left lobe, respectively.



(a) Pinhole collimator



(b) 4,000 hole collimator



(c) 1,000 hole collimator

にエネルギーが高い場合でも、 ^{99m}Tc のようにエネルギーが低い場合と同様であつたが、4,000孔コリメーターを使用した場合には肝臓の形すらはつきりせず、白くボーッとした像が得られるのみで、右葉で5 cm、左葉で4 cm直径の腫瘍すら検出することができなかつた。

(4) 核種の影響

現在、広く肝スキャンニングに用いられている放射性医薬品の主なものは、 ^{99m}Tc 、 ^{131}I 、 ^{113m}In 、 ^{198}Au の4種の標識化合物であり、各々の主γ線エネルギーは 140KeV、364KeV、393KeV、411KeV、である。核種の相違、すなわち検出に用いられる主γ線エネルギーの差異が肝腫瘍の検出能力に及ぼす影響について検討した。

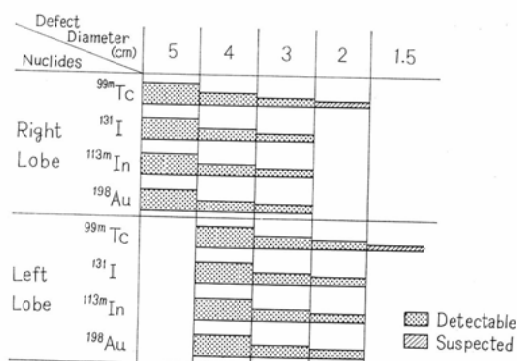
a. 実験方法

上記4種の核種を肝ファントムに入れて前記4種の腫瘍模型の組み合わせ及び対照として腫瘍模型の入つてない場合の合計20枚のシンチフォトにより、肝腫瘍の検出能力について検討した。コリメーターは ^{99m}Tc では 4,000孔、他の核種では 1,000孔コリメーターを使用した。撮影条件は前に述べたごとく、 56×10^4 カウント、Intensity 4.50、Window width 20%であつた。

b. 結果

判定結果を Fig. 17に示す。縦軸に核種、横軸に腫瘍模型の直径を示してある。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

Fig. 17. Detectability of tumor models in liver phantom containing ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{113m}In and ^{198}Au solution by scinticamera. Window width 20% and Intensity 4.50.



の、斜線部分は腫瘍の存在が疑われる程度の像を呈したものを示している。核種の如何にかかわらず右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍まで検出可能であつた。ただし、 ^{99m}Tc を用いた場合に最も判然と欠損像を認めることができ、右葉で2 cm、左葉で1.5 cm直径の腫瘍でも充分欠損像を疑うことができた。 ^{131}I 、 ^{113m}In 、 ^{198}Au の3種の核種の間には腫瘍検出能に関して差を認めなかつた。

(5) 呼吸性移動の影響

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。

a. 実験方法

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つつ、撮像した。用いた核種は ^{99m}Tc 、 ^{113m}In の2種であり、前記4種の腫瘍模型の組み合わせ及び対照として腫瘍模型の入っていない場合について検討した。移動距離は0、1、2、3、4、5 cmの6種であり、合計60のシンチフォトについて呼吸性移動が肝腫瘍検出能に及ぼす影響について調べた。撮影条件は前に述べたごとく、 56×10^4 カウント、Intensity 4.50、Window width 20%である。

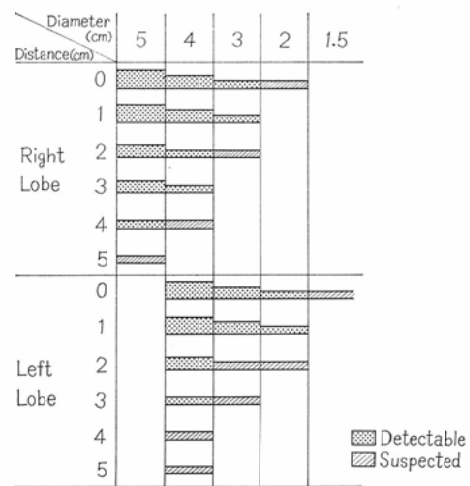
b. 結果

判定結果をFig. 18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。前の実験で述べたごとく、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。

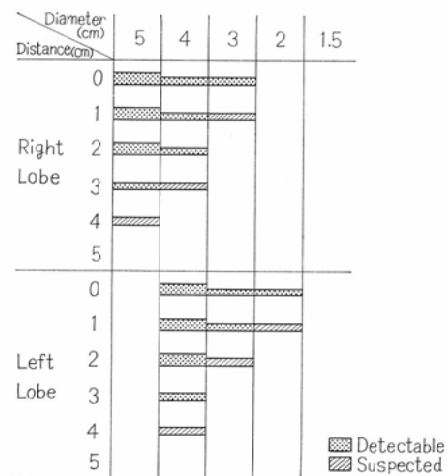
ファントームの移動距離が大きくなるにつれて肝臓の輪廓は移動方向に大きくなり、辺縁はぼけてくる。同時に、肝腫瘍による欠損像は移動方向に細長くなり、辺縁ではコントラストの差が少なくなつて、次第に欠損として認めがたくなる。Fig. 19に ^{99m}Tc を用い、右葉に5 cm、左葉に4 cm直径の腫瘍模型を入れたファントームを静止及び1、3、5 cm移動時に撮影したシンチフォトを示す。

静止時には、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の肝

Fig. 18. The effect of respiratory movement on the detectability of liver tumor models.



(a) ^{99m}Tc



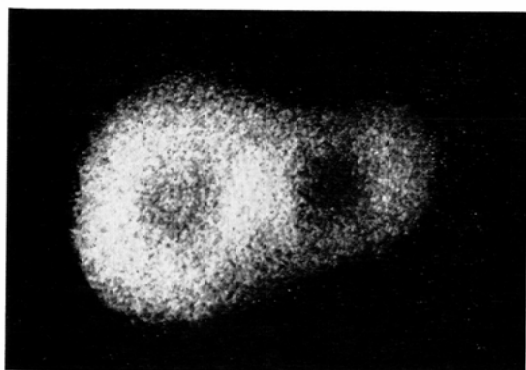
(b) ^{113m}In

腫瘍まで検出可能であつたのが、通常の呼吸による肝の移動距離が2~3 cmであると仮定すると ^{99m}Tc を使用した場合でも右葉、左葉共に直径4 cm以上の肝腫瘍しか検出できなくなる。 ^{113m}In でも、ほぼ同様の傾向を示したが、 ^{99m}Tc を用いた場合の方が、やや欠損像を検出しやすかつた。

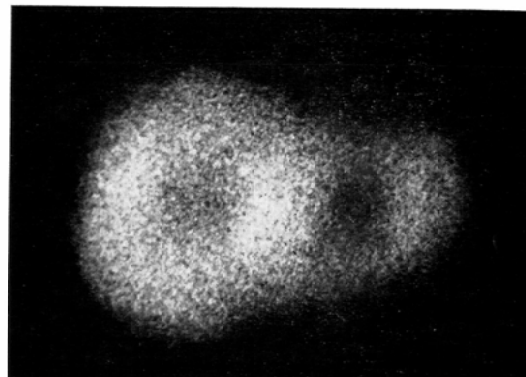
(6) 短時間撮影の検討

前項の実験にて明らかなように、呼吸性移動によつて肝腫瘍の検出能力は低下する。肝の呼吸性移動による肝腫瘍検出能の低下を防ぐには呼吸を

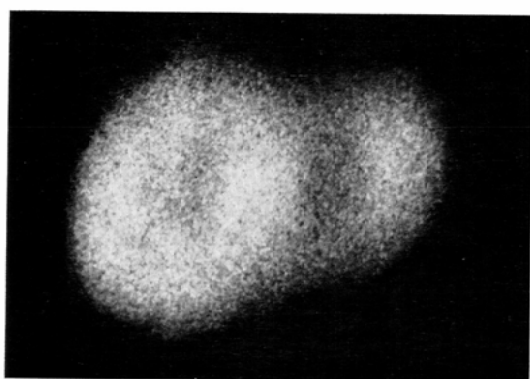
Fig. 19. Liver scintiphoto during stationary state and during 1, 3 and 5 cm of respiratory movement. Liver phantom contained 3 μ Ci of ^{99m}Tc solution and artificial tumors 5 and 4 cm in diameter were placed at the level of the center of the right and left lobes, respectively.



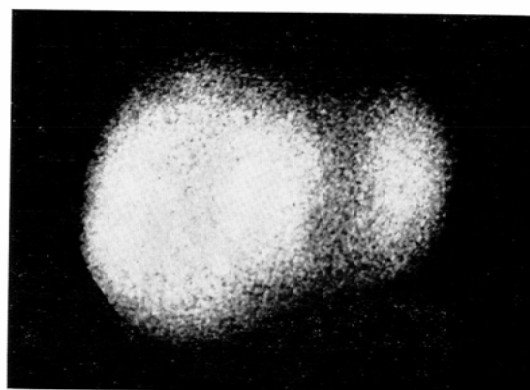
(a) Stationary state.



(b) 1 cm of respiratory movement.



(c) 3 cm of respiratory movement



(d) 5 cm of respiratory movement

停止させたまま撮像すればよい。重症な患者以外は、通常10秒間位なら呼吸を停止することができると考えられる。一方、シンチカメラでは、常用量のR I量では投与量を増すに従って、撮像時間を短縮することができる。 ^{99m}Tc , ^{113}In 等の短半減期の核種は被曝線量の点から mCi 単位投与できる。

そこで、短半減期の核種を mCi 単位投与して10秒間で撮影すればどの程度の肝腫瘍検出能が得られるかについて検討した。

a. 実験方法

肝ファントムに ^{99m}Tc を 300 μ Ci, 3 mCi, 6 mCi と異なつた量入れ、オシロスコープの輝度を種々に変えて10秒間にて撮影し、腫瘍検出能を検

討した。腫瘍模型の入れ方は前記4種類及び対照として腫瘍模型の入れてない場合の合計5種である。Window width は20%に固定した。

b. 結果

^{99m}Tc 300 μ Ci では、10秒間にて適当な露光のシンチフォトを得るためには、Intensity を7.00以上と著しく高める必要があり、この程度に輝度を高めると右葉で5 cm, 左葉で4 cm 直径の腫瘍すら検出できなかつた (Fig. 20). ^{99m}Tc 3 mCi では、10秒間で Intensity を4.75と余り高めることなく充分な露光が得られ、右葉で4 cm, 左葉で3 cm直径の腫瘍を検出できた。さらに、 ^{99m}Tc の量を増して、6 mCi と大量に用いると Intensity 4.50と前の実験と同様の条件で10秒間にて充分な

Fig. 20. Liver scintiphoto taken at 10 sec exposure. The liver phantom contained 300 μ Ci of ^{99m}Tc solution and artificial tumors 5 and 4 cm in diameter were placed at the level of the center of the right and left lobes, respectively.

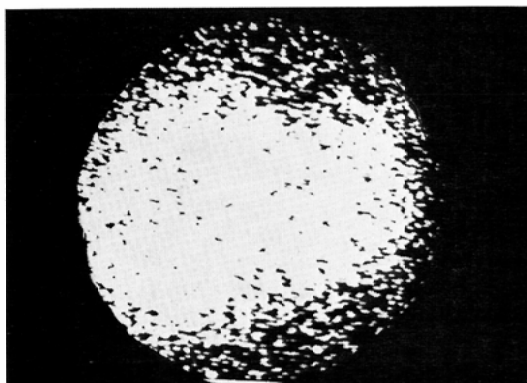
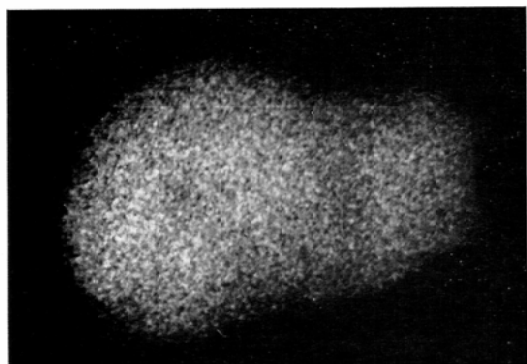


Fig. 21. Liver scintiphoto taken at 10 sec exposure. Liver phantom contained 6 mCi of ^{99m}Tc solution and artificial tumors 3 and 2 cm in diameter were placed at the level of the center of the right and left lobes, respectively.



露光を得ることができた。その時の検出可能な腫瘍の大きさは、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径であった (Fig. 21)。

(7) 小括

肝ファントムの右葉及び左葉の厚さの中央部に腫瘍模型を入れて、肝腫瘍検出能について検討した。

^{99m}Tc , ^{113m}I , ^{113m}In , ^{198}Au の4種の核種では、核種の如何にかかわらず右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍まで検出可能であった。然し、 ^{99m}Tc を

用いた場合に欠損を最も判然と認めることができ、右葉で2 cm、左葉で1.5 cm直径の腫瘍でも十分に欠損として疑うことができた。 ^{131}I , ^{113m}In , ^{198}Au の3種の核種の間には肝腫瘍検出能に差を認めなかった。

次に、コリメーターの相違が肝腫瘍検出能に及ぼす影響について検討した結果、 ^{99m}Tc を用いた場合には、いずれのコリメーターを使用しても右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍まで検出できた。

^{113m}In を用いた場合には、ピンホール、1,000孔コリメーターでは共に、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍まで検出できたが、4,000孔コリメーターを使用した場合には右葉で5 cm、左葉で4 cm直径の腫瘍すら検出できず、肝臓の形すら定かではなかった。

^{99m}Tc , ^{113m}In 共に、ピンホールコリメーターを用いた場合に欠損像の境界は最も明瞭であったが、像に歪みが認められた。撮像時間は他のコリメーターを使用した場合の5倍以上を要した。

肝の呼吸性移動の距離が大きくなるにつれて、肝臓の輪廓は移動方向に大きくなり辺縁がぼけてきた。同時に、肝内欠損像は移動方向に細長くなり、欠損の辺縁では、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つた。肝の呼吸性移動が2~3 cmであると仮定すると ^{99m}Tc を使用した場合でも右葉、左葉共に、直径4 cm以上の腫瘍しか検出できなかつた。

呼吸停止可能な10秒間の短時間撮影について検討すると、 ^{99m}Tc を6 mCiと大量に用いると、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍を検出でき、シンチカメラでの肝腫瘍検出のほぼ限界に達したことになる。

ところが、 ^{99m}Tc 300 μ Ci 用いた場合には、10秒という短時間撮影では、右葉で5 cm左葉で4 cm直径の腫瘍すら検出できなかつた。

V. 総括および考按

従来、R Iの体内分布を体外から描記するための検出器としては、シンチスキャナーが主に用いられてきた。シンチスキャナーは検出器を体表面上にて走査させることによってR I分布を記録す

るもので、その欠点の1つは、検査に時間を要すると云うことである²⁴⁾。

1958年、Angerにより開発されたシンチカメラは検出感度がすぐれていることより、体内に於けるRI分布の推移を観察するdynamic studyに有用であると考えられていた⁹⁾³⁴⁾。

しかし、シンチカメラはそれのみならず、検出器をあらゆる方向に向けることができるので、多方向からの撮影を容易に、短時間に行ない得る特長を有しており、dynamic studyのみならず、形態的検査としてのシンチグラム検査にも今後広く利用されてゆくものと考えられる。この場合、シンチカメラがどの程度の検出能力を有しているものであるかについて検討しておくことは極めて重要な意義を持つている。一般に、シンチグラム検査に於いて、RIの中の欠損部分を検出するnegative scan. がRIの集積している部分を検出するpositive scan. に比べて検出が困難であり、そのnegative scan. の代表的なものが、肝シンチグラム検査である。

今日、腫瘍に特異的に集るRIが開発されていない以上臓器スキャンに於てspace occupying lesionの表現としての欠損像を如何に明瞭に検出するかということは極めて重要な課題である。そこで、現在シンチグラム検査に用いられている¹⁹⁸Au, ¹³¹I, ^{113m}In, ^{99m}Tcを用いて、それらとシンチカメラとの組み合わせにより、どの程度の肝腫瘍検出能があるかを実験的に検討した。

先ず、シンチカメラ自体の基礎的検討として、それに附属しているコリメーターの性能について検討した。一般に、コリメーターの性能はdepth response, 感度, 解像力の3つの因子によつて決定される。

1,000孔平行多孔形コリメーターの空中でのdepth responseは直径22cm以内、コリメーター面からの距離20cmの範囲ではほぼ一様であつた。この事はAnger⁵⁾も述べているようにγ線放出体がコリメーターに投影されればコリメーターからの距離に無関係にカウント数は同じになることを意味し、シンチカメラのすぐれた一面を示すと考えられる。

これに対して、ピンホールコリメーターでは、ピンホールから離れるにつれて、感度は急激に低下した⁴⁸⁾。

コリメーターの感度には、点線源感度と面線源感度があるが、肝臓の様な大きな臓器の検査に直接関係が深いのは面線源感度である。^{99m}Tc, ²⁰³Hg, ¹³¹I, ¹⁹⁸Auの4種の核種を用いて、コリメーターの面線源感度を測定した結果、いずれの核種を用いても、ピンホールコリメーターの感度が最も悪く、4,000孔コリメーターの感度が最も良好であつた。

また、ピンホールコリメーターでは、核種の相違による感度の差は認められなかつた。

4,000孔コリメーターでは、核種のエネルギーが大きくなるにつれて感度が急速に上昇した。

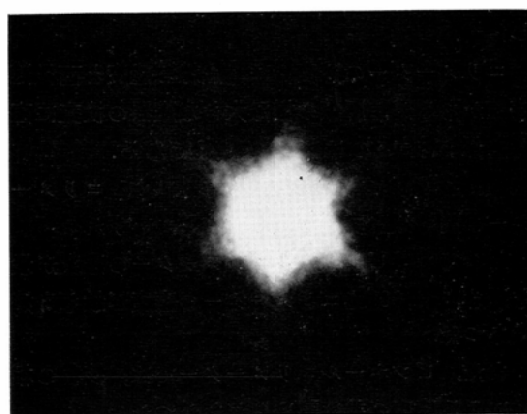
1,000孔コリメーターでは核種のエネルギーが大きくなるにつれて、感度は除々に上昇した。例えば、1,000孔コリメーターと4,000孔コリメーターを比較すると、^{99m}Tc程度のエネルギーの場合には、感度に差を認めなかつたが、¹⁹⁸Auの様に高いγ線エネルギーの場合には、4,000孔コリメーターの方が1,000孔コリメーターの約10倍の感度を示した。

これは、主γ線エネルギーが大きくなると、コリメーターでは、septaを通過するγ線の数の増加するため、高エネルギー核種にて解像力の低下をきたす大きな原因になる。

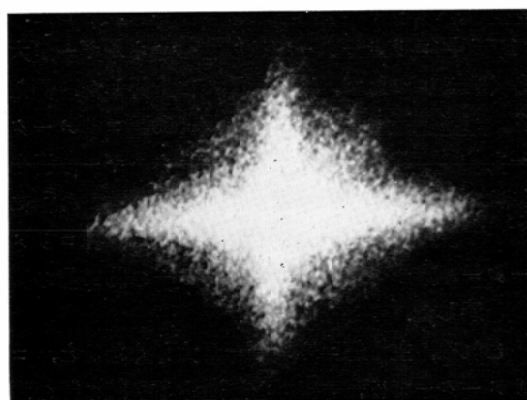
Fig. 22に¹³¹I点線源を露出過度の条件で撮影したシンチフォトを示す。この像より、コリメーターのseptaを通過するγ線が解像力の低下に重要な役割をしていることが分かる。

次に、解像力であるが、コリメーターの解像力と感度とは、密接な関係があり、一般に、解像力を良くする程感度が悪くなる。従つて、核種によつて最適のコリメーターを選ばなければならない。総合的な解像力はコリメーター別にみれば、核種の如何を問わずピンホールコリメーターを用いた場合に最も秀れ、^{99m}Tc, ²⁰³Hgで4mm, ^{113m}Inで6mmであつた。これに対して、4,000孔コリメーターでは^{99m}Tcで14mmであるが、^{113m}Inでは25mmと悪くなり、核種の主γ線エネルギーが

Fig. 22. Scintiphotos over-exposed with ^{131}I point source.



(a) 1,000 hole collimator



(b) 4,000 hole collimator

高くなるにつれて解像力は低下する。この事は、4,000孔 コリメーターは septal penetration のために $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の様な低エネルギーの核種にしか用いられないことを示す。Anger³⁾ は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を中

心とした低エネルギー核種のために、4,000 コリメーターを計した様に報告しているが、前述のごとく、面線源感度、解像力共に 1,000孔 コリメーターと余り差を認めない。従つて、4,000孔 コリメーターが $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 位の低エネルギーの γ 線に対して特に有利であるとは云えないようである。

一方、高エネルギー γ 線の核種を使用する場合には、明らかに 1,000孔 コリメーターが優れている。従つて、実際上は核種の如何にかかわらず、1,000孔 コリメーターを使用してもさしつかえないことがわかつた。

Myers³¹⁾, Eberhard¹²⁾, Westerman⁴⁴⁾, 津屋⁴⁰⁾らは optimum resolution を与える γ 線エネルギーは 280KeV 前後であるとしている。

著者の実験では、1,000孔 コリメーターを使用した場合、総合的な解像力は $^{113\text{m}}\text{In}$, ^{203}Hg , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の順にすぐれていたがその差は著しいものではなかつた。この事は、1,000孔 コリメーターを用いた場合は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140KeV) $\sim$ $^{113\text{m}}\text{In}$ (390KeV) 位のエネルギーでは intrinsic resolution の影響が collimator resolution の影響より大きいと思われる。

他の研究者の測定値と比較したのが Table 3 である¹¹⁾³¹⁾⁴⁰⁾。研究者によつて解像力の測定値にかなりの差を認めるが、これは測定方法、判定法の相違に基づくものと思われる¹²⁾²⁵⁾²⁶⁾⁴⁴⁾。

全般に、コリメーターとの距離が離れるにつれて解像力は悪くなる。しかし、吸収体の存在は解像力には余り影響せず、感度が著しい影響を受けて撮像時間が著明に延長した。この点は、Wes-

Table 3. Comparison with determinations of over-all resolution by other investigators. (mm)
(1,000 hole collimator.)

		Myers((1966) ³¹⁾				Collica(1967) ¹¹⁾				Tsuya(1968) ⁴⁰⁾				Inakura(1969)		
Nuclides		^{57}Co	^{203}Hg	^{131}I	^{85}Sr	^{57}Co	^{203}Hg	^{131}I	^{85}Sr	^{57}Co	^{75}Se	^{131}I	^{198}Au	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	^{203}Hg	$^{113\text{m}}\text{In}$
Distance	0cm	12	8	12	18	18	16	15	10	—	—	—	—	14	12	10
	3	14	9	16	32	24	18	17	16	16	14	16	16	16	13	10
	5	15	10	19	36	26	19	18	19	16	16	16	16	20	15	12
	10	17	14	24	40	28	23	22	24	20	18	20	20	20	18	18

terman⁴⁴⁾の述べていることと同様であつた。

また、格子型線源ファントムのシンチファットでは、各線はほぼ一様な明るさで、ほぼ直線になつており、お互いに直角に交叉しているように見える。詳細にみると、辺縁部では直線が外側に向かつて軽度に樽様にふくらんでいるのが分かる。しかし、実用上は被検体のRI分布はほぼ正確にオシロスコープ上に反映されているとみなしてよい。

核種の相違が肝腫瘍検出能に与える影響について、^{99m}Tc、¹³¹I、^{113m}In 及び ¹⁹⁸Au の4種類の核種を用いて検討した結果、肝ファントムの右葉及び左葉の真中の深さに置かれた腫瘍を、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つた。然し、^{99m}Tcを用いた場合に最も判然と欠損像を認めることができ、右葉で2cm、左葉で1.5cm直径の腫瘍でも充分欠損として疑うことができた。

深さ10cmの水槽に^{99m}Tc、^{113m}Inの2種のRI溶液を入れての基礎実験でも、^{99m}Tcを用いた方がより明瞭に欠損像を認めることができた。特に、表面近くに存在する腫瘍の検出には^{99m}Tcを用いた方が有利であり、直径2cmの腫瘍を深さ3cmまで、直径3cmの腫瘍を深さ7.5cmまで検出できた。一方、^{113m}Inを用いた場合には直径3cmの腫瘍を深さ6cmまで検出できたが、直径2cmの腫瘍は水槽表面でも検出できなかつた。

核種の主γ線エネルギーの相違が肝腫瘍検出能に与える影響については、Loken²⁹⁾、Christie¹⁰⁾、春日、渡辺らの報告¹³⁾¹⁵⁾²⁷⁾⁴³⁾⁴⁴⁾がある。

Loken は^{99m}Tc、¹⁹⁷Hg、¹³¹I 及び ¹⁹⁸Au の4種の核種を用いてシンチカメラの肝腫瘍検出能について検討した結果、低エネルギーの^{99m}Tc、¹⁹⁷Hgを用いた方が¹³¹I、¹⁹⁸Auを用いるより有利であり、特に、表在性の腫瘍の検出にすぐれているとしている。これは著者らの実験結果と同様であつた。しかし、¹⁹⁷Hg (77KeV)を用いた場合は、腫瘍の存在位置が深くなるにつれて、急速に肝腫瘍検出能が低下するとしている。Christie はシンチスキャナーにて、¹⁹⁸Au と ¹⁹⁹Au が2種の核種を用いて肝腫瘍検出能の比較を行ない、低エネル

ギーの¹⁹⁹Au (159KeV)を用いた方が¹⁹⁸Auを用いるより有利であるとしている。

春日はシンチスキャナーにて¹²⁵I と ¹³¹I の2種の核種を用いて同様な実験を行なつた結果、肝表面の腫瘍は¹²⁵I (27.4KeVのX線)を用いた方が検出しやすく、直径1～1.5cmの腫瘍まで検出可能であるが、深在性の腫瘍の検出能は¹³¹Iより劣るとしている。

主γエネルギーの相違が肝腫瘍検出能に与える因子としては、主として解像力に対する影響、組織中での吸収及び散乱による影響が考えられる。

解像力は^{99m}Tcより^{113m}Inを用いた方がややすぐれているのに、肝腫瘍検出能(特に肝表面での)は^{99m}Tcの方がすぐれているということは核種の主γ線エネルギーの相違による解像力の差、組織中での散乱による影響よりも腫瘍によるγ線の吸収の差が最も影響しているということに基づくと考えられる。

しかし、Anger⁵⁾⁶⁾も述べているようにγ線エネルギーが著しく低くなるとNaI結晶中で十分な閃光が得られず、位置の信号の統計的な誤差が大きくなり、intrinsic resolutionが低下するため総合的な解像力が悪くなる。

また、低エネルギーの核種では組織自身による吸収のために表在性のRIからのγ線のみが撮像に役立つことになり、肝腫瘍検出能はかえつて不利となる。従つて、^{99m}Tc位の主γ線エネルギーが肝腫瘍検出には最適であると考えられる。

前に述べたごとく、解像力はピンホールコリメーターで最もすぐれていた。コリメーターの相違が肝腫瘍検出能に及ぼす影響について検討した結果、ピンホールコリメーターを使った場合に、肝辺縁及び欠損部分の境界が明瞭な最も良好な像が得られた。しかし、撮像時間は4,000孔及び1,000孔コリメーターの5倍以上を要し、像の歪みを認め、他のコリメーターを用いて検出できなかつた大きさの腫瘍は、同様に、検出不能であつた。また、ピンホールコリメーターをファントム表面に近づけて、いわゆる拡大撮影を行なつても、その解像力の良好な割には肝腫瘍は検出能は向上しなかつた。この事はピンホールコリメ

メーターの等感度曲線にてピンホール附近で感度が著しく高いことより理解できる。すなわち、ファントム表面の RI からのカウントが著しく効いてくるためであると考えられる。

^{99m}Tc を用いた場合には、4,000孔又は1,000孔コリメーターのいずれを用いても肝腫瘍検出能、撮像時間共に差を認めなかった。

^{113m}In を用いた場合には、4,000孔コリメーターでは右葉で5 cm、左葉で4 cm直径の腫瘍すら検出できなかった。従つて、肝臓の様な大きな臓器のシンフォトを得るには、 ^{99m}Tc の様な低エネルギーの核種を用いる場合には4,000孔又は1,000孔コリメーターのいずれでもよいが、 ^{113m}In の様な比較的エネルギーの高い核種を用いる時には1,000孔コリメーターを使用しなければならないことになる。

呼吸性移動が肝腫瘍検出能に及ぼす影響については、Gottschalk¹⁸⁾、安河内⁴⁷⁾、Atkins⁷⁾ らの報告があるが、系統的な検討は少ないようである。

Gottschalk はファントム実験にて、呼吸性移動によつてシンチカメラの解像距離は2倍になるが、1.5 cm以内の呼吸性移動では肝腫瘍検出能には著しい影響を認めないとしている。著者の実験でも、1 cm以内の呼吸性移動は肝腫瘍検出能に著しい影響を与えなかったが、呼吸性移動が2 cm以上になると肝腫瘍検出能の低下がはつきりしてきた。

すなわち、呼吸性移動距離が大きくなるにつれて、肝臓の輪廓は移動方向に大きくなり、辺縁がぼけてくる。と同時に、肝内欠損像は移動方向に細長くなり、欠損の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。通常呼吸時の肝の呼吸性移動が2～3 cmであるとする、右葉及び左葉共に確実に検出できるのは直径4 cm以上の腫瘍となり、静止時に比べて検出可能な腫瘍直径は右葉で1 cm、左葉で2 cm程大きくなつた。

ところで、シンチカメラでは、RIの常用量の範囲では投与量を増すと撮像時間を短縮できる。また、 ^{99m}Tc 及び ^{113m}In 等の短半減期の核種は被曝量の点から、従来広く用いられてきた ^{198}Au などに比べるとはるかに多く mCi 単位の投与が

可能である。シンチカメラと短半減期の核種の併用によつて、呼吸停止可能な10秒間位の短時間内に撮像してどの程度の肝腫瘍検出能が得られるかを検討した結果、 ^{99m}Tc を6 mCi と大量に用いるとオシロスコープの輝度をあげることなく、10秒間で良好な像を得ることができることが分つた。この時、右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍の検出能可能であつた。これは、シンチカメラによる最善の肝腫瘍検出能と等しいものであり、肝の呼吸性移動の影響を除外できたことになる。

Gottschalk¹⁶⁾¹⁷⁾¹⁹⁾²⁰⁾ は呼吸性移動による肝腫瘍検出能の低下をさけるために、深呼吸時のみに呼吸を停止したまま露出することをくり返す“stop-motion” live scintiphotogram にて肝腫瘍検出能が向上するとしている。

VI. 結 語

シンチカメラの性能に関する若干の基礎的事項、肝腫瘍検出能について検討した。

現在、肝シンチグラム検査に広くいられていゝる ^{99m}Tc 、 ^{131}I 、 ^{113m}In 及び ^{198}Au の4種の核種を用いてのファントム実験では、核種の如何にかかわらず右葉で3 cm、左葉で2 cm直径の腫瘍まで検出可能であつた。ただし、 ^{99m}Tc を用いた場合に最も判然と欠損像を認めることができ、右葉で2 cm、左葉で1.5 cm直径の腫瘍でも充分欠損像を疑うことができた。また、 ^{99m}Tc は被曝線量の点からも mCi 単位の量の使用ができるので、シンチカメラの最大の特徴の1つである高速撮像力という利点を最大限に利用でき、呼吸を停止しての撮像、動態検査、多方向よりの検討などが容易であり、より多くの所見を得ることが可能となつた。

呼吸性移動によつて肝腫瘍検出能は低下する。安静呼吸時の呼吸性移動が2～3 cmであるとする、シンチカメラでは4 cm以上の肝腫瘍なら充分検出できることがわかつた。

ところで、 ^{99m}Tc が6 mCi と大量に肝臓に集るよう投与し、10秒間呼吸停止させ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。これは、シン

カメラの最大の特徴の1つである高速撮像力を最大に利用したことになる。

稿を終えるに臨み、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜った恩師九州大学入江英雄教授、榊屋富一教授、吉永春馬教授に対し深甚なる謝意を表すると共に、本研究を直接御指導、助言していただいた渡辺克司講師に感謝の意を表わします。

本論文の要旨は第8回核医学会総会(1968年11月)、第28回日本医学放射線学会総会(1969年4月)において発表した。

なお、本研究は昭和43年度科学研究(課題番号0413)の研究補助金に負うところが多い。ここに深甚の謝意をあらわします。

References

- 1) Anger, H.O.: Rev. Sci. Instr. 29 (1958), 27—33.
- 2) Anger, H.O.: Nucleonics 21 (1963), 56—59.
- 3) Anger, H.O.: J. Nucl. Med. 5 (1964), 515—531.
- 4) Anger, H.O.: Nucleonics 23 (1965), 57—62.
- 5) Anger, H.O.: Instrumentation in Nuclear Medicine. Edited by Hine, G.T., 1st edition 485—552, Academic Press, New York, London, 1967.
- 6) Anger, H.O.: Fundamental Problems in Scanning. Edited by Gottschalk, A. & Beck, R.N., 111—144. Charles C Thomas, Illinois, U.S.A. 1968.
- 7) Atkins, H.L., Haser, W. & Richard, P.: Am. J. Roentgenol. 104 (1968), 682—685.
- 8) Bender, M.A. & Blau, M.: Nucleonics 21 (1963), 52—56.
- 9) Burke, G. & Halko, A.: Am. J. Roentgenol. 100 (1967), 792—800.
- 10) Christie, J.H., Tatsuno, I. & MacIntyre, W.J.: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung. Edited by Fellingner, K. & Höfer, R., Band VI, 156—166. Urban & Schwarzenberg, München-Berlin, 1965.
- 11) Collica, C.J., Robinson, T. & Hayt, D.E.: Am. J. Roentgenol. 100 (1967), 761—779.
- 12) Eberhard Jahns & Gerald, J.H.: J. Nucl. Med. 8 (1967), 829—836.
- 13) Endlich, H.L., Harper, P., Beck, R., Siemens, W. & Lathrop, K.: Am. J. Roentgenol. 87 (1962), 148—155.
- 14) Forsaith, M.S., Horwitz, N.H. & Lofstrom, J.E.: Phys. Med. Biol. 11 (1966), 411—422.
- 15) Georgi, M. & Scheer, K.E.: Radioktive Isotope in Klinik und Forschung. Edited by Fellingner, K. & Höfer, R., Band VI, Urban & Schwarzenberg, München-Berlin, 1965.
- 16) Gottschalk, A. & Anger, H.O.: J.A.M.A. 192 (1965), 448—452.
- 17) Gottschalk, A., Jiminez, F.F., Chien-TAI-LU., Beck, R.N. & Harper, P.V.: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung. Edited by Fellingner, K. & Höfer, R., Band VII, 92—102. Urban & Schwarzenberg, München-Berlin, 1965.
- 18) Gottschalk, A., Harper, P.V., Jiminez, F.F. & Petasnick, J.P.: J. Nucl. Med. 7 (1966), 243—251.
- 19) Gottschalk, A.: Am. J. Roentgenol. 97 (1966), 860—868.
- 20) Gottschalk, A.: J.A.M.A. 200 (1967), 630—633.
- 21) Graddock, M., Grad, I.E.E. & Sylvian, O.F.: Pys. Med. Biol. 10 (1965), 67—76.
- 22) Harper, P.V., Lathrop, K.A. & Richards, P.: J. Nucl. Med. 5 (1964), 382.
- 23) Harper, P.V., Gottschalk, A., Charleston, D. & Yasillo, N.: J. Nucl. Med. 7 (1966), 373.
- 24) 久田欣一, 三嶋勉, 平田辰之助, 利波紀久: 臨床放射線14 (1969), 1—12.
- 25) Jahns, E.: Strahlentherapie 127 (1965), 470—476.
- 26) Jahns, E. & Hine, G.T.: J. Nucl. Med. 8 (1967), 829—836.
- 27) 春日建邦: 日本医学放射線学会雑誌, 23(1963), 976—982.
- 28) Kellershon, C., Lansiaart, A. & Degrez, A.: Medical Radioisotope Scanning, 1964. (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- 29) Loken, M.K. & Gerding, D.: Am. J. Roentgenol. 101 (1967), 551—556.
- 30) 三輪博秀, 山本祐二: Radioisotopes 16 (1967), 143—147.
- 31) Myers, M.J., Kenng, P.J., Laughlin, J.S. & Lundy, P.: Nucleonics 24 (1966), 58—61.
- 32) 永井輝夫: 医学のあゆみ, 61 (1967), 626—630.
- 33) Patton, D.D., Garcia, E.N. & Webber, M.M.: Am. J. Roentgenol. 97 (1966), 880—885.
- 34) Rosenthal, L.: Radiology 86 (1966), 634—639.
- 35) Rosenthal, L.: Am. J. Roentgenol. 101 (1967), 561—569.

- 36) Scheer, K.E., Jahns, E., Kazen, I. & Gellinsky, P.: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung. Edited by Fellingner, K & Höfer, R., Band VII. 103—114. Urban & Schwarzenberg. München-Berlin. 1965.
- 37) Sorensen, L.B.: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung. Edited by Fellingner, K. & Höfer, R., Band VI. 126—135. Urban & Schwarzenberg. München-Berlin, 1965.
- 38) Ter-Pogossian, M., Kaster, J. & Bruce, V.T.: Radiology 81 (1963), 984—988.
- 39) Ter-pogossian, M., Niklas, W.F., Ball, J. & Einchling, J.O.: Radiology, 86 (1966), 463—469.
- 40) 津屋 旭, 都丸禎三, 内田 勲, 藤生英夫, 岡野滋樹: 昭和43年度科学研究, 課題番号 0413. 研究課題 シンチレーションカメラによる診断の研究 研究代表者 入江英雄.
- 41) 鳥塚莞爾, 浜本 研, 藤井正博, 森 徹, 石井 靖, 神崎義雄, 横田通夫: 最新医学, 22 (1967), 415—427.
- 42) Wagner, J.N. Jr.: Principle of Nuclear Medicine. W.B. Saunders Compony, Philadelphia, London, Toronto, 1968.
- 43) 渡辺克司, 中田 肇, 稻倉正孝, 中川英二, 岡崎正道, 沼口雄治: 日本医学放射線学会雑誌, 29, 502—512, 1969.
- 44) Webber, M.M.: Radiology 85 (1965), 116—120.
- 45) Westerman, B.R. & Glass, H.I.: J. Nucl. Med. 9 (1968), 24—30.
- 46) 安河内浩: 日本医学放射線学会雑誌 24(1964). 246—255.
- 47) 安河内浩, 朝倉英男: 日本医学放射線学会雑誌 25 (1965), 830—835.
- 48) 安河内浩, 石川大二, 山崎統四郎, 宮前達也, 林三進: Radioisotopes 17 (1968), 294—301.