The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	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
Author(s)	渡辺, 克司; 中田, 肇; 稲倉, 正孝 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(5), p. 502-512
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16328
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

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

九州大学医学部放射線医学教室（主任：入江英雄教授）
渡辺 克司　中田 肇　稲倉 正孝
中川 英二　岡崎 正道　沼口 雄治

（昭和43年12月9日受付）

A Experimental Study on the Detectability of Liver Tumor with Scanning, with Special Reference to γ-Energy of the Nuclides

Katsushi Watanabe, Masamichi Okazaki, Hajime Nakata, Masataka Inakura, Eiji Nakagawa and Yuji Numaguchi
Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University
(Director Prof. H. Irie)

Detectability of space occupying lesions by liver scan was experimentally investigated using three nuclides ^{198}Au, ^{131}I, and ^{99m}Tc.

Experimental materials and method.

1. Liver phantom was placed in a body phantom in prone position which is 20 cm thick and filled with water.

2. Tumor models of 1.5 cm to 5 cm in diameter were placed in the right and left lobe of the liver phantom.

3. Instrument is Shimazu Multicolour system scintiscanner with 2 × 2 inch NaI (Tl) crystal.

4. 300 μCi or 600 μCi of ^{198}Au, ^{131}I and ^{99m}Tc was poured into the liver phantom, and ^{99m}Tc was used in a dose of 3 mCi or 6 mCi.

5. 5 cm and 10 cm focusing collimator were used.

Results:

1. Satisfactory scintigramms were obtained with 5 cm focusing collimator using 300 μCi and with 10 cm focusing collimator using 600 μCi.

On the detection of liver tumor by scanning, the sensitivity of collimator plaies more important role than the resolution and the depth responce. Therefore, selection of the collimator should be depended on the dose of using radioisotope.

2. Detectable diameter of tumor models.

Tumor models more than 4 cm in diameter located at the midportion of the right lobe were detectable in every nuclide and collimators. Tumor 3 cm in diameter could be detected in some cases using 300 μCi and 600 μCi of the isotopes.

But 3 mCi and 6 mCi of ^{99m}Tc always gave good visualization. Tumor 2 cm in diameter was visualized only with the combination of 3 mCi of ^{99m}Tc and 10 cm focusing collimator.

3. The effects of γ-energy of the nuclides.

We obtained a exellent visualization of tumor models in the liver using 99^{m}Tc. However, when tumor models were located both at the right and left lobes and the condition of scanning were set up to the right lobe, no tumor in the left lobe could be detected because of low energy of ^{99m}Tc.

Conclusion:

^{198}Au or ^{131}I are more suitable for routine studies of liver scintilation scanning and ^{99m}Tc should be used for further evaluation.

1. 緒　言

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，肝嚢腫などがあり，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，放射性同位元素（以下ＲＩと略す）の集まつている部分を検出するのに比べて，ＲＩに取り囲まれた中の欠損を検出することには，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，その中に出来た腫瘍による欠損像の検出には自ら限界がある．

では，肝の腫瘍の大きさが，どの程度になつたとき，シンチ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，最近は肝スキャンのために用いる核種もきわめて豊富になつて来た．^{198}Au, ^{131}I-Rose bengal, ^{131}I-AA, $^{99m}Tc_2S_7$, $^{113m}In(OH)_3$ などはその代表的なものである．これらのＲＩについて，いずれが最も秀れているかについては，その生体内分布，被曝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γ線エネルギーの差異に基づく検出能力の物理的測面からの２つの点から検討されなければならない．

γ線エネルギーの違いが，シンチスキャニング法による検出能力に及ぼす影響としては次の様な因子が考えられる．

1．吸収

(1) 腫瘍は浅在性が深在性か

浅在性の臓器中の欠損を検出するには，低エネルギーのγ線でもよいが，深在性の場合には，検出器に到達するまでの組織内での吸収が大きく効いてくるため不適当になつて来る．この点は，肝の様な深在性でしかも大きな臓器中の欠損を検出するには，低エネルギーγ線の不利な点である．

(2) 対照度

吸収が大きく効くと云うことは，一面，腫瘍による吸収にも作用することになり，低エネルギーγ線の場合には正常組織と腫瘍部分との差を明瞭にすることになり，欠損像をより明確にすることにもなる．この点は，次記のコリメーションとも関連して低エネルギーγ線の有利な点である[2)4)6)9)]．

(3) 散乱

低エネルギーγ線では散乱が多くなり，その散乱線のエネルギーは初めのγ線エネルギーに近い分布をするため，通常の波高分析器では除去が困難であるとも云われている[14)]．この点は，低エネルギーγ線の不利な面である．

(4) クリスタルに対する計数効率

結晶の大きさが同一であれば，低エネルギーγ線の方が光電吸収を起す割合が大きく[9)]，したがつて，同一の投与量で計数率が多くなる．低エネルギーγ線の有利な点である．

(5) コリメーション

同一のコリメーターを使用するとき，低エネルギーγ線ではコリメーターの Septa を貫通するも

のが少なくなり，したがつて鮮鋭度のよいシンチグラムを得ることが出来る．コリメーションに関しては低エネルギーγ線の方が便利である[9]．

以上の諸因子を考えると，低エネルギーのγ線には，スキャニングによる検出の上で有利な点と不利な点があり，それらが複雑にからみあつている．どの点が一番有効に作用するかについては実験的に検討してみる必要がある．特に，^{99m}Tc や ^{113m}In の様な短半減期核種は被曝線量が少ないことから実際には大量に使用するので，臨床上からはこの点についての考慮も加えなければならない．

そこで，これら肝スキャンに用いられる核種について，そのエネルギーの違いが肝内腫瘍の検出能力にどの様に影響するかについて，私共が臨床上使用している器械，条件に則して実験的に検討を加えた．

2. 実験目的

この実験の目的は，次の3つに要約される．

(1) コリメーターとして，解像力は良いが，感度のやや落ちるものと，解像力はやや落ちるが，感度の秀れているものの，2種のハニカムコーンについて，どちらを使用した場合の方が検出能力が良いか．

(2) 現在，肝スキャンのために広く用いられているＲＩには，^{198}Au コロイド，^{131}I-AA，^{131}I-Rose Bengal，^{113m}In コロイド，^{99m}Tc コロイドなどがあり，核種としては ^{198}Au，^{131}I，^{113m}In，^{99m}Tc の4種類である．これらの4つの核種は，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いるが，そのエネルギーの差異が検出能力にどの様な影響を及ぼすか．

(3) コリメーター，核種などの問題を綜合して，私共の使用しているシンチスキャナーにより最適条件で肝スキャンを行なつた場合，肝内の腫瘍はどの程度の大きさまで検出することが可能であるか．

以上，3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アントムで，コリメーターを変え，核種を変えて，基礎的な実験を行なつた．

3. 実験方法

(1) 検出器

島津製の2×2インチの NaI (Tl) 結晶をもつシンチスキャナー（SCC-20型）で，記録方式は Multicolour system である．

カラーの色別は最高の計数率部を 100%とし，100～80%を赤，80～60%を紫，60～40%を青，40～20%を緑で描記し，20%以下はカットしている．

(2) コリメーター

検出に用いたコリメーターは，19孔，焦点5cm，のハニカムコーンおよび37孔，焦点10cmのハニカムコーンである．両コリメーターの空気中における等感度曲線を図1，2に示す．

コリメーターの感度の測定は，直径30cmの円板状線源を用いて，コリメーターの焦点距離における計数率とコリメーターの無い場合の同じ距離における計数率との比によつて求めた．

Fig. 1. Isoresponce curve of 5 cm focusing collimator

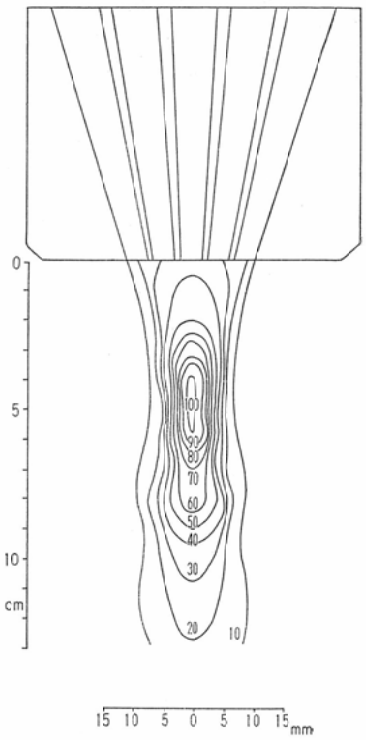


Fig. 2. Isoresponce curve of 10 cm focusing collimator.

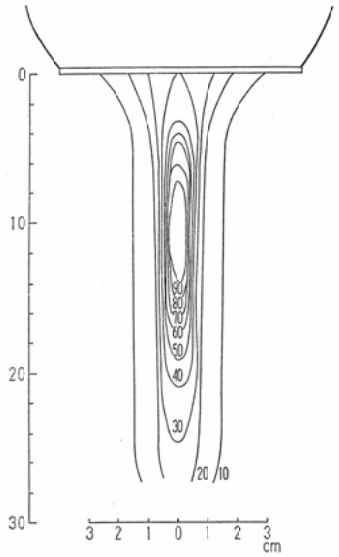
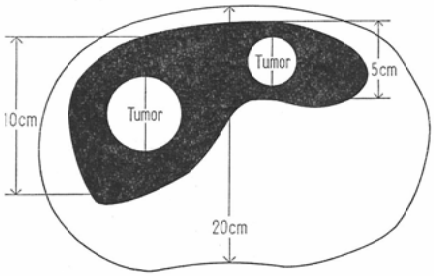


Fig. 3. Cross section of liver phantom.



(3) ファントム

実験に用いた肝ファントムの形態を図3に示す．ファントムの素材はプラスチック製で，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ムの表面が来る様に固定した．腹部胴体模型の内部は水で満たしてある．肝ファントム自体は右葉の厚さ10cm，左葉の厚さ5cmである．

肝ファントムの右葉および左葉の厚みの中央部に直径5cm，4cm，3cm，2cm，1.5cmの腫瘍模型を固定し，その周囲は規定の量のRIを溶かした水で充満してある．この肝ファントムを腹側よりスキャンし，腫瘍直径何cmまでを検出し得るかについて検討した．便宜上，右葉に5cm，左葉に4cmの腫瘍模型を入れたものをAの組合せと表記し，以下同様に右葉4cm，左葉3cmをB，右葉3cm，左葉2cmをC，右葉2cm，左葉1.5cmをDと表記する．

Table 1. Physical characters of the nuclide using liver scan.

Nuclide	Chemical Form	Half-life	Type of decay	Principal γ-Energy
^{198}Au	^{198}Au-colloid	2.7d	β^-, γ	412kev
$^{113m}I_n$	$^{113m}I_n$-colloid	1.7hr	IT	392kev
^{131}I	^{131}I-R.B. ^{131}I-A.A.	8.1d	β^-, γ	364kev
$^{99m}T_c$	$^{99m}T_{c2}S_7$ colloid	6hr	IT	140kev

(4) 核種

肝スキャンに用いられる ^{198}Au, ^{131}I, ^{113m}In, ^{99m}Tcの4つの核種の物理的性質を表1に示す．同一の大きさのクリスタル，同一のコリメーターを使用してのスキャンで，検出能力に最も影響をもつものはγ線のエネルギーの差異であり，^{131}I の主γ線エネルギーは 364KeV, ^{113m}In は 392KeV で，ほぼ等しいので ^{198}Au, ^{131}I および ^{99m}Tc の3種の核種について検討した．

(5) 投与量

肝ファントム内に入れたRIの量は次の通りである．^{198}Au, ^{131}I は 300μCi および 600μCi で，^{99m}Tc は 300μCi および 600μCi と 3mCi および 6mCi である．^{198}Au, ^{131}I の 300μCi, ^{99m}Tc の 3mCiは通常，我々が臨床的に投与している量であり，その倍量を投与した場合についての検討を加えた．

6) スキャンの方法

島津製波高分析器(ES-7)を使用し，^{131}I は 364 KeV, ^{99m}Tc は 140KeV, ^{198}Au は 412KeV の主γ線を用いて，スキャンした．スキャン速度は30 cm/min である．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，Multicolour System の色別けを示す，レートメーター指針が最高計数率部分で90%の部分を指示する様にレートダウンおよび微調節機構により調節した．

以上，2種のコリメーター，4種の肝内腫瘍の組合せ，3種の核種および2種のRIの量(^{99m}Tc

については4種）の組合せによる64回のスキャンと，コントロールとして腫瘍模型の入つていない場合についての16回のスキャンの計80回のスキャン像についての検討を行なつた．

4. 実験結果

(1) コリメーター

核種の相違によるコリメーターの感度について．

前記の方法によつて測定されたコリメーターの感度を表2に示す．焦点5cmのコリメーターは焦点10cmのコリメーターよりも感度は10～20%良い．また，核種毎の感度を見ると，^{99m}Tcは^{198}Au，^{131}Iよりも2～3倍感度が良くなつていることが分る．また図1，2の等感度曲線からも分るごとく，焦点5cmのコリメーターの焦点面での半値巾は1.5cm，焦点10cmのコリメーターの半値巾は0.8cmである．

Table 2. The plane source sensitivity of 5 cm and 10 cm focusing collimator.

Nuclide	Focus Distance	
	5 cm	10cm
^{198}Au	0.19%	0.15%
^{131}I	0.21%	0.19%
^{99m}Tc	0.71%	0.58%

肝スキャンに用いた場合の両コリメーターの優劣について

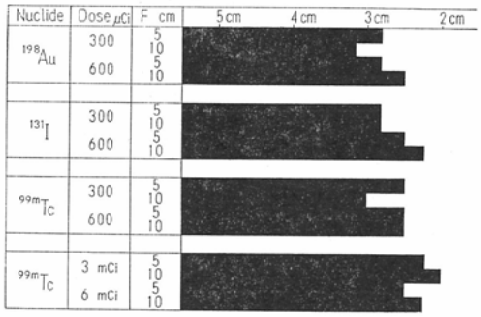
焦点5cmのコリメーターと焦点10cmのコリメーターについて，肝スキャンに用いた場合どちらが秀れているかを検討したものが表3である．この表では，各々のコリメーターを用いてのシンチグラムを比較して，欠損像がより明瞭に描記されている方を2重丸で示している．

表からも分る通り，コリメーターの優劣についてはRIの量が密接に関係しており，核種の如何にかかわらず，RIの量が300μCiの時には焦点5cmのコリメーターが，600μCiの時には焦点10cmのコリメーターの方が明確な欠損像を示していた．（図5，6）（図7，図8）

Table 3. Comparison of focusing collimator of 5 cm and 10 cm using liver scan.

Nuclide	Tumor	Dose μCi	F：5 cm	F：10cm
^{198}Au	A	300	◎	○
		600	○	◎
	B	300	◎	○
		600	○	○
	C	300	◎	○
		600	○	◎
^{131}I	A	300	◎	○
		600	○	◎
	B	300	◎	○
		600	○	○
	C	300	○	○
		600	○	◎
^{99m}Tc	A	3 mCi	○	◎
		6 mCi	○	◎
	B	3 mCi	○	◎
		6 mCi	○	◎
	C	3 mCi	○	◎
		6 mCi	○	◎

Fig. 4. Detectable tumor diameter by liver scanning.



^{99m}Tcを3mCiないし6mCi使用した場合には，常に焦点10cmのコリメーターを用いた場合の方が，焦点5cmのコリメーターを使用した場合よりも欠損像を明瞭に描記することが出来た．

(2) 検出可能な最小腫瘍直径．

肝スキャンにて検出可能なのは，腫瘍の直径がどれくらいの大きさある時であるかについて，核種，コリメーター，RIの量に応じて検討したものが図4で，肝右葉に置かれた腫瘍模型の検出能力を示している．

この実験では，腫瘍の直径を1cm毎に変えてあるので，その間の大きさによる変化を連続的に表現することが出来ない．そこで，この図では，得られた欠損像から次の様な基準に基づいて描記し

Fig. 5.

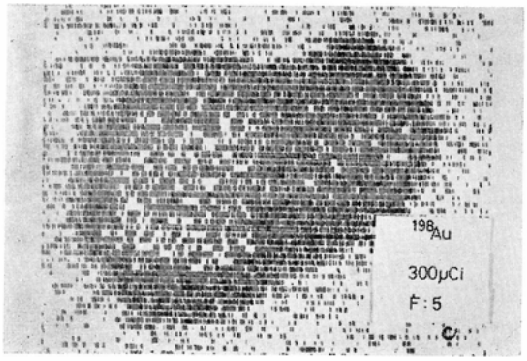


Fig. 6.

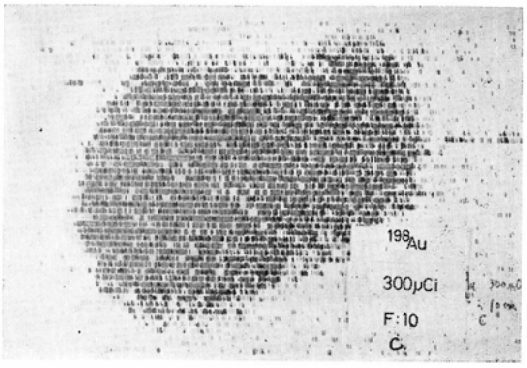


Fig. 7.

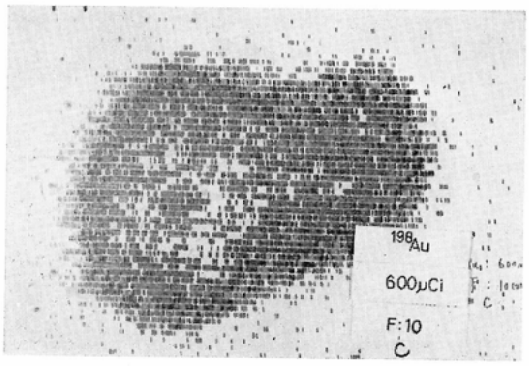


Fig. 8.

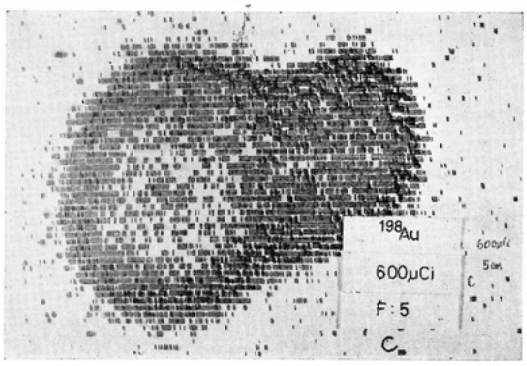


Fig. 9.

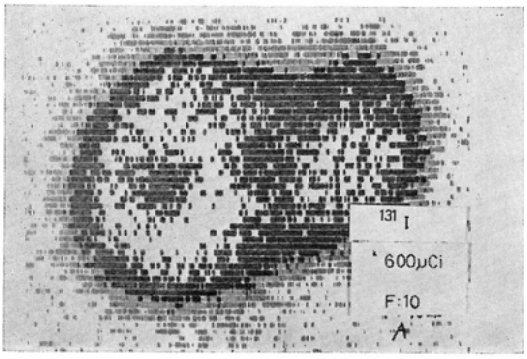


Fig. 10.

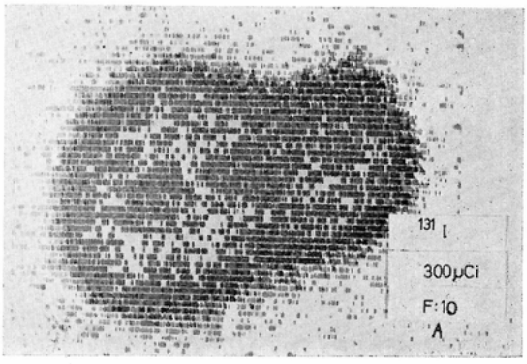


Fig. 11.

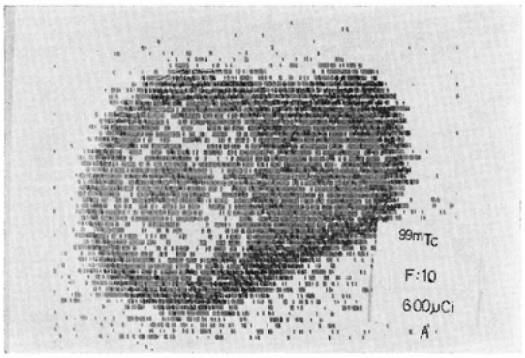


Fig. 12.

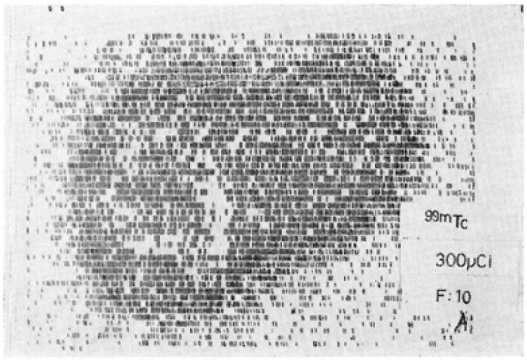


Fig. 13.

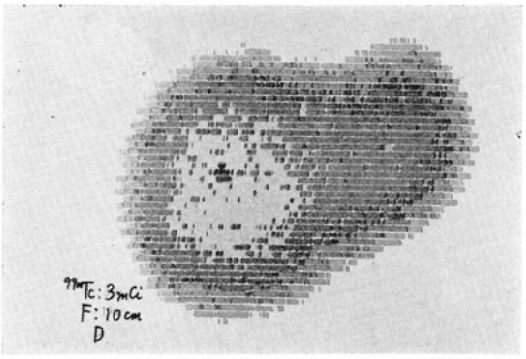


Fig. 14.

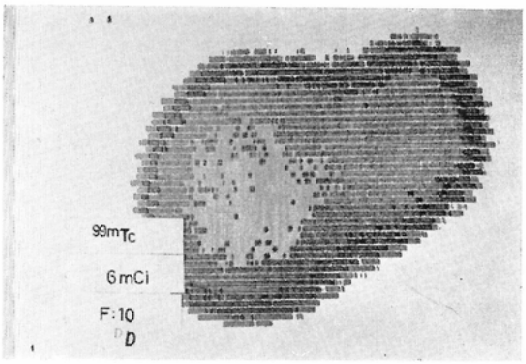


Fig. 15.

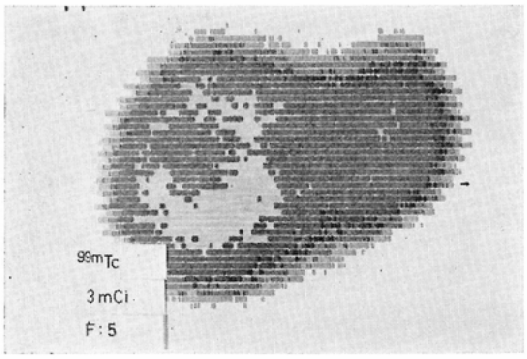
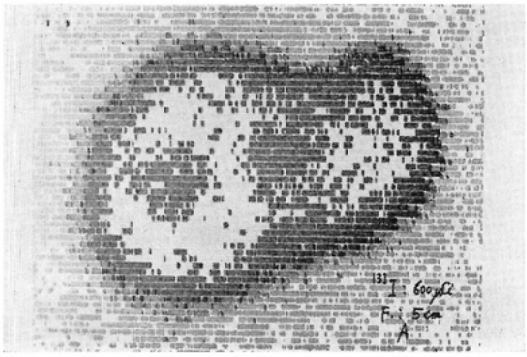


Fig. 16.



た．例えば，腫瘍直径4cmのものが明瞭に認められて，3cm直径のものが認められない場合は，検出能力の限界を 3.5cmとし，4cmのものがほぼ認められるものは 3.8cmを限界とし，4cmのものがどうにか認められると云う程度の時に，その限界を4cmにすると云つた表示法である．

RIの量の影響

RIの量を多くして，焦点10cmのコリメーターを使用した場合の方が，欠損像が明瞭であることは前述の通りであるが，肝内腫瘍の検出能力，則ちどれくらい小さなものまで検出出来るかと云う点に関しても，ほぼ同様の関係が見られた．核種の如何にかかわらず，600μCi の場合の方が 300μCi の場合よりも一般に検出能力に秀れている場合が多い．（図9，10）（図11，12）．

それでは，RIの量を増せば増すほど，検出能力は良くなるかと云うと，^{99m}Tc の 300μCi および 600μCi と，3mCi および6mCi に見られるごとく，決してその向上は認められない．3mCi と6mCi を比較すると，むしろ，3mCi を用いた場合の方が秀れている（図13，14）．

核種の影響

核種の違いによる影響とは，すなわち，検出に用いられる主γ線エネルギーの差異による影響を意味している．図4に示すごとく，^{198}Au，^{131}I，^{99m}Tc の三者ともその検出能力にはほとんど変りがない．

ところが，^{99m}Tc の場合，きわめて著るしい欠点が見出された．すなわち，スキャンの条件を設定する場合，最高計数率部が色別けのレートメーターの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^{198}Au，^{131}I などと同様の検出能力を示すが，同時に入れた左葉の腫瘍は，紫色の同一色の中に埋没してしまつて全く検出出来ないことである．このことは，3mCi ないし6mCi の^{99m}Tc を用いた場合により明瞭になつて来る（図15，16）．

この点，^{198}Au，^{131}I は右葉，左葉の腫瘍を同程度に検出可能であるのに比べて，エネルギーの低い^{99m}Tc との差が明らかに認められた．

綜合的な検出能力

すべてを綜合して，肝スキャンによる検出能力はどの程度であるか．

直径4cmの腫瘍はこの研究で用いた範囲では，核種，RIの量，コリメーターの如何にかかわらず，常に検出することが可能である．直径3cmの腫瘍もほとんどの場合検出可能である．しかし，RIの量が 300μCi で焦点10cmのコリメーターを用いた場合には，やつと認め得る程度で，臨床的にはほとんど見落されてしまう様な欠損像である．

直径2cmの腫瘍は検出不可能であつた．すなわち，直径3cmの腫瘍が肝スキャンにおける検出限界であると考えられる．

最高の検出能力をもつのは，^{99m}Tc を3mCi 使用し，焦点10cmのコリメーターでスキャンした場合で，この場合は3cmの腫瘍は明瞭に欠損像を描記出来，2cmの腫瘍をも検出可能な段階に近づいている（図13）．

5．考　按

原発性肝癌，肝転移などの所謂 Space Occupying Lesion は，どれくらいの大きさになつた時，肝スキャンにより検出可能であるか．また，どの様な条件においてスキャンした場合，最善の結果が得られるかについて実験的に検討した．

スキャニング法による検出能力は，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て，各々の器械によつて異なつて来る．したがつて，各自が日常使用しているスキヤナーについて，その性能を知悉し，その能力を完全に発揮せしめることがきわめて重要である．

私共は，日常使用してる2×2インチのクリスタルをもつ島津製シンチスキャナーでそれに附属せるコリメーターを用い，Multicolour System により記録した場合の肝内腫瘍の検出能力について調べた．特に，肝スキャンに用いられる^{198}Au，^{131}I，^{99m}Tc の3つの核種について，そのγ線エネルギーの差違が検出能力に及ぼす影響について検討した．

先ずコリメーターであるが，コリメーターの性能は一般に，Resolution，Depth response，Sensi-

tivity の3つにより規定されている．Resolution とは近接して置かれた2つの線源を2つとして区別し得る能力すなわち解像力を意味し，通常，FWHM (full width at half maximun) にて表現される．図1，2の等感度曲線から分るごとく，我々の用いたコリメーターは焦点5cmのものより焦点10cmのものの方が解像力に秀れている．Depth response は一般に等感度曲線により描記され，コリメーターの焦点距離に関係している．焦点10cmのコリメーターが Depth response は秀れている．Depth response は空気中と組織中では多少異なるが，Resolution は変らない．

Sensitivity は点線源感度と，面線源感度に別けられるが，肝スキャンの場合，実際的なのは面線源感度である．感度は焦点5cmのものの方が，焦点10cmのものより秀れている．

この両者のコリメーターを使用して，肝スキャンを行つた場合，RIの量 300μCi では焦点5cmのコリメーターがよく，600μCi では焦点10cmのコリメーターが秀れていた．この事実は，通常，臨床的に用いている 300μCi くらいの量では，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．多少，解像力を犠牲にしてもある程度の感度を確保することが重要である．600μCi 以上の量であれば，多少，感度が悪くてもRIの量が多いので充分な計数率を得ることが出来，今度は解像力の秀れた焦点10cmのコリメーターを使用した場合が良くなつて来ると考えられる．

次にRIの量を中心にして観察すると，300μCi と 600μCi では，一般に 600μCi の方が欠損像を明瞭に捉られている．しかし，600μCi にしても 300μCi の場合よりも検出能力が増加すると云う訳ではなく，欠損像がより明きらかであると云うのみであつた．^{99m}Tc で3mCi ないし6mCi に増加しても，依然として検出能力は2cmを越え得ない．むしろ，3mCi と6mCi を比較すると3mCiの方が優つている．これは，RIの量が多くなると，色別けのレートメーターの Range を上げる必要があり，このためRIの分布の変化に対応する応答速度が遅くなつて，往復スキャンに際して左右へのズレが非常に大きくなつて来るためである．

ともあれ，RIの量とコリメーターとは密接な相互関係を有しており，各々を別々に論ずることは出来ない．

^{198}Au の 300μCi で解像力のよい焦点10cmのコリメーターを使用すれば充分な感度が得られない．しかし，600μCi を投与すれば，全身の被曝線量は約 1.4 rad，肝の被曝線量は約24rad となり[17]，量を多くすることはあまり望ましいことではない．したがつて，300μCi の投与で 600μCi の投与と同じ程度の効果をあげるには，解像力は悪いか感度のよい焦点5cmのコリメーターを使用する外はない．勿論，シンチレーターを大きくすれば，幾分計数率を上昇させることは出来る．例えば，100KeV での計数効率を 100%とすると，400KeV では2×2インチの結晶で70%であるが，8×4インチでは88%にまであがる．

^{99m}Tc の様に被曝線量が少ないことから3mCi ないし6mCi の投与が可能になると[15]，6mCi で焦点5cmのコリメーターを用いれば計数率が多くなり過ぎて，記録計がRIの量の微細な変化に対応出来ず，むしろ像が悪くなる．これは，レートメーター方式の記録の欠点であるが，この場合は感度をもつと落しても，解像力のより秀れたコリメーターを使用した方がよくなつて来る．一般に，従来のコリメーターは，^{131}I の 364 KeV くらいのγ線エネルギーに適する様に作成されているので，^{99m}Tc の様な低エネルギーγ線の場合には不利な点が多く認められる．

次に，核種の違いによる影響であるが，^{198}Au と ^{131}I は主γ線エネルギーが比較的近いので相互に変りはないとしても，^{99m}Tc でも検出能力に関してはあまり違いが認められなかつた．しかし，得られたシンチグラム像をよく観察すると，例えば直径5cmの腫瘍の検出において，^{198}Au，^{131}I では欠損像が80～60%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．この点に，低エネルギーγ線であるため腫瘍による吸収がより効いていることが分る．すなわち，対照度をよくして

いる訳である．この実験では，カラー記録方式をとつているため，コントラストの重要性に乏しいが，写真記録方式などの場合には，欠損像をより明瞭に描記する因子となるであろう．ともあれ，カラーシンチグラム方式で，低エネルギーγ線であることの影響が最もよく出たのは，右葉と同時に入れられた左葉の腫瘍の検出についてであり，右葉に条件を設定したこの実験の様なスキャン方法では，同時に存在する左葉の腫瘍が同一色の中に埋没して全く検出不可能になつてしまうことである．この点が，^{198}Au, ^{131}I との大きな違いで，^{198}Au, ^{131}I では1回のスキャンで肝右葉と左葉の腫瘍を検出することが出来るが，^{99m}Tc では，右葉に条件を合せたスキャンを1度行ない，さらに右葉の方は，いわば露出過度の状態にして，左葉に主眼を置いた2度のスキャンを行わなければならない．したがつて，唯1度の条件においてスキャンを行う，いわば概観撮影とも称すべき臨床検査では，^{198}Au, ^{131}I くらいのエネルギーを有するものを用いる方がよく，さらに微細な腫瘍を検出しようとする意図の下では，^{99m}Tc を3mCi くらい使用し，焦点10cm一コリメーターで，条件を変えて2度のスキャンを行う方がよいと考えられる．

以上のことを綜合すれば，肝スキャンによる肝内腫瘍の検出能力は，直径4cmであれば常に検出が可能で，直径3cmでは検出が困難な場合もあるが，大体において可能であり，最良の条件にてスキャンして，直径2cmの腫瘍が検出出来るか出来ないかと云つた段階であることが分る．

したがつて，私共の日常使用している検出器による肝内腫瘍の検出限界は直径3cmの腫瘍までであると考えるべきである．この点は，検出器，記録方法の異なつているほかの著者らの報告とほぼ一致している[1)5)10)12)13)16)]．

しかし，臨床的には肝は呼吸性移動を伴つていることにより，さらに検出能力は落ちるので[18)]，常に納得出来る欠損像が得られるのは直径5cm以上の腫瘍が存在した場合と考えるべきであろう．

肝はもつともスキャニング技術の向上が要求されるところであり，今後，さらに検出能力を向上せしむべき検出器，記録方式の改善が望まれる．

5. 結論

1) 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，RIの量が 300 μCi では焦点5cmのコリメーターを，600μCi 以上では焦点10cmのコリメーターを使用した方が欠損像を明確に描記出来る．

2) 核種の違いによる影響は検出能力に関しては認められなかつた．低エネルギーγ線では吸収が最も大きく影響し，^{99m}Tc で欠損像がコントラストよく描記される．

3) しかし，^{99m}Tc は左葉の腫瘍の検出に関して難点があるので，通常の概観撮影的な肝スキャンには，^{198}Au, ^{131}I の方が適しており，微細診断の目的には ^{99m}Tc の方が秀れている．

4) 肝スキャンによる肝内腫瘍の検出能力は，直径3cmの腫瘍までで，最良の条件で2cm直径の腫瘍までである．

本論文の要旨は，昭和42年11月17日日本核医学会総会に於て発表した．御指導，御校閲を頂いた入江英雄教授に深く感謝します．

References

1) Bonte, F.J. et al.: Scintillation scanning of the liver. II. Clinical applications. Amer. J. Roentgenol. 88 : 275, 1962.
2) Dworkin, H.J. et al.: Rectilinear liver scanning with Technetium-99m sulfide colloid. Amer. J. Roentgenol. 101 : 557, 1967.
3) Ephraim, K.H.: Detection of liver tumors with colloidal radiogold. Amer. J. Roentgenol. 87 : 141, 1962.
4) Endlich, H. et al.: The use of I^{125} to increas isotope scanning resolution. Amer. J. Roentgenol. 87 : 148, 1962.
5) Friedel, H.L. et al.: A method for the visualization of the configuration and structure of the liver. Amer. J. Roentgenol. 77 : 455, 1957.
6) Harper, P.V. et al.: Low energy radiation as scanning tool. Radiation Res. 12:65, 1960.
7) Harper, P.V. et al.: Technetium-99 m as scanning agent. Radiology 85 : 101, 1965.
8) Hine, G.J.: Instrumentation in Nuclear Medicine. Volume 1. New York, London, Academic Press. 1967.
9) Kuhl, D.E.: Influence of collimator design, photon energy and radiation dose on dete-

ction effectiveness in liver scanning. Physics in Med. & Biol. 10 : 93, 1965.
10) 加嶋政昭他：肝シンチグラムその後の進歩，日本臨床，23 : 115, 昭40.
11) Larson, S.M. et al.: Radiopharmacology of simplified Technetium-99 m: colloid preparation for photoscanning. J· Nul. Med. 7 : 817, 1966.
12) Loken, M.K. et al.: Visualization of filling defects in a liver phantom containing Tc^{99m}, Hg^{197}, I^{131}, Au^{198} unig a rectilinear scanner or scintillation camera. Amer. J. Roentgenol. 101 : 551, 1967.
13) Oeser, H. et al.: Nachweis von Lebermetastasen mit Hilfe von Radionukliden. Mü. nch. Med. Wochenschr. 106 : 1460, 1964.
14) Ross, D.A. et al.: Low-energy gamma emitter in scanning and other clinical application. Sonderbände zur Strahlentherapie. 60 : 108, 1965.
15) Smith, E.M.: Internal dose calculation for ^{99m}Tc. J· Nucl. Med. 6 : 231, 1965.
16) Wagner, N.H.Jr. et al.: Diagnosos of liver disease by radioisotope scanning. Arch. Intern. Med. 107 : 324, 1961.
17) Wagner, H.N.: Pridciples of Nuclear Medicine. Philadelphia, London, Saunder. 1968.
18) 安河内浩：肝シンチグラムの呼吸性移動について，日本医放会誌，25 : 830, 昭40.