



Title	シンチカメラと小型電算機システムによる肝シンチグラムの欠損像検出能力の検討
Author(s)	原, 正雄; 栢森, 亮; 北畠, 隆
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(3), p. 221-227
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18388">https://hdl.handle.net/11094/18388</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## シンチカメラと小型電算機システムによる 肝シンチグラムの欠損像検出能力の検討

新潟大学医学部放射線医学教室（主任：北畠 隆教授）

原 正雄 柏森 亮 北畠 隆

（昭和47年2月7日受付）

Analysis of the filling defect in liver scintigram using a scintillation camera and small general purpose computer

By

Masao Hara, Ryo Kayamori and Takashi Kitabatake

Dept. of Radiology, Niigata University School of Medicine

---

*Research Code No.: 705*

---

*Key Words: Data processing, Liver scintigram*

---

Purpose of this paper is to test the diagnostic ability of 10 level scintigrams processed and produced by a digital computer to find out the filling defects on liver scintigrams. A computer with 4096 words memories was used combined with a scintillation camera. For analysis of computed scintigrams, 1600 data matrix,  $40 \times 40$ , was utilized.

No difference was found in detectability of filling defect in liver between on an original scintigram and on a computed one not only in a phantom study, but also in clinical survey of 143 patients.

However, from the results of a phantom study, it is expected that, if the more count is accumulated to the data matrix, the smaller filling defect would be detectable.

With a computer having more memory words and by using more data matrix in image processing and producing, and introducing the calculation such as smoothing, a more detail may be shown than original scintigram.

### 緒 言

近年、シンチグラムにデーター処理を行ない診断に用いる試みが盛んで、その処理の方法について多数の報告がある<sup>1)-12)</sup>。私たちもシンチ・カメラに小型電子計算機を接続しオン・ラインで処理を行なつてゐるが、その概要についてはすでに述べた<sup>13)</sup>。しかし、このような処理を行なつても、それが臨床的に役立たなければその意義は少

ないものとなる。そこで私たちは肝シンチグラムについて、これにデーター処理を行なつたばいの臨床的意義の有無について検討した。

さて肝シンチグラフィーのデーター処理の目的は次の三つである。

- 1) 画像情報を変換し診断をしやすくし、診断を客観的に行なう。
- 2) 像に関する決定を行ない診断にいたる。

理想的にはパターン認識より自動診断に至る。

3) 肝に関心域を設定しその部の放射能の経時的变化から動態機能を知る。

このうち、私たちの試みているのは第一の画像情報の変換で、その目的は今回は肝の欠損像の検出能力の向上である。肝シンチグラフィーの主要な目的のひとつは肝腫瘍検出であり、シンチカメラの分解能の低さをおぎないその欠損像検出能力の向上をはかることは急を要するからである。

#### 方法および結果

シンチカメラは東芝製ガンマカメラ GCA 101(分解時間3 μsec)を使用した。コリメータは核種が<sup>198</sup>Au のときは1000ホールを、<sup>99m</sup>Tc のさいは4000ホールを使用した。電子計算機はDEC社のPDP-12(4096語、一語12ビット)をオン・ラインで使用した。データ収集より演算までの所要時間は100μsecである。デジタル表示はレベル表示のみをおこなつた。すなわちシンチカメラの視野を40×40に分割しそれぞれの小区画の放射能を数え、その最大値に対し10%ごとの10段階に分類し、任意のレベルの表示を適宜行ない診断に供した。表示はタイプライターまたはCRTによつた。タイプライターでは十段階の数字で打出

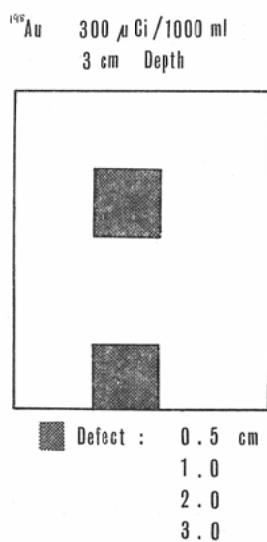


Fig. 1. Construction of phantom in phantom study I

し、CRTでは目的とするレベルのみを輝点として示した<sup>13)</sup>。本論文ではCRT表示のみを例示した。なお記憶容量が少ないのでスムージング等の計算処理は行なつていない。以上的方法によりファントーム実験と臨床観察を行なつた。

#### 1. ファントーム実験 I.

(目的) 以上の方法によりシンチグラムの欠損像検出能力の向上がみられるか検討する。

(方法) <sup>198</sup>Au コロイド 300  $\mu$ Ci を1000 ml とし、これを深さ3 cmとし、これに表面積 0.5×0.5cm, 1×1 cm, 2×2 cm および 3×3 cm の柱状の非放射能領域すなわち欠損部をつくり、コリメータとファントームの距離3 cm、プリセット・カウント 100K カウントでシンチカメラ像をつくりデジタル表示を行なつた(図1)

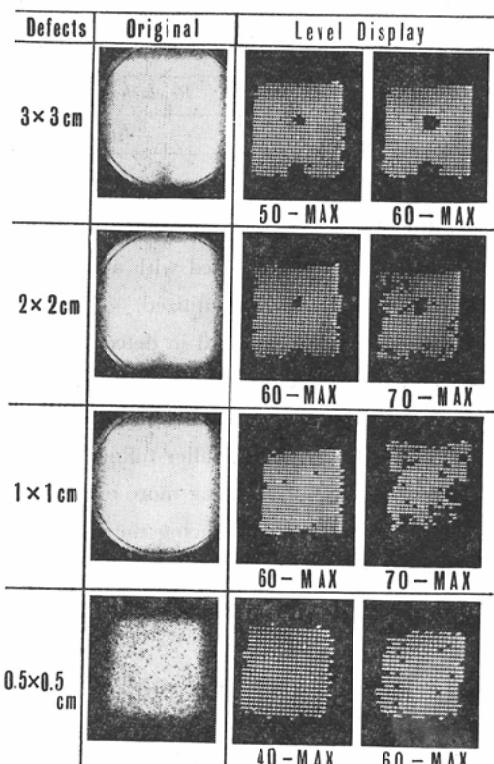


Fig. 2. Phantom study I. Comparison of original scintigram and digital display to detect filling defect in phantom. "50-MAX" in LEVEL DISPLAY represents the area of counts from 50% to 100%.

(結果) 表面積  $3 \times 3\text{ cm}$ , および  $2 \times 2\text{ cm}$  の欠損はシンチグラム原因でもディジタル表示でも明らかである。表面積  $1 \times 1\text{ cm}$  および  $0.5 \times 0.5\text{ cm}$  の欠損はシンチグラム原図でもディジタル表示でも全く識別できなかつた。すなわち、このファントーム実験では欠損像検出能力はシンチグラム原図でもディジタル表示を行なつたばあいでもほど同じであつた(図2)

## 2. ファントーム実験II

(目的) 同じ大きさの欠損部を有するファントームを用いてシンチグラフィーのさいのカウント数と欠損像検出能力との関係をしらべた。

(方法)  $^{198}\text{Au}$  コロイドを前項と同じ濃度と深さにし、これに表面積  $1 \times 1\text{ cm}$  の柱状の欠損3ヶ、 $2 \times 2\text{ cm}$  の柱状の欠損4ヶを作り(図3)コリメータとファントームの距離は3cmとし、プリセット・カウントを至適条件、少なすぎるばかり、多すぎるばかりについてシンチグラムをつくりディジタル表示を行なつた。

$^{198}\text{Au} 300\mu\text{Ci}/\text{ml} 3\text{ cm Depth}$

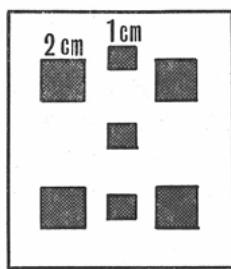


Fig. 3. Construction of phantom in phantom study II.

(結果) シンチグラムを得るに適當なプリセット・カウントではシンチグラム原図でもディジタル表示でも  $2 \times 2\text{ cm}$  表面積の欠損のみ明らかで  $1 \times 1\text{ cm}$  表面積の欠損は検出できなかつた。プリセット・カウントを極端に大きくすると、もしフィルムの露出をそのままつづけるとシンチグラム原図では欠損は全く不明となるが、ディジタル表

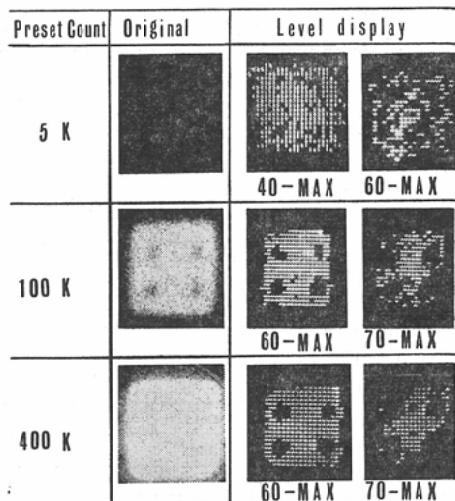


Fig. 4. Phantom study II. Original scintigram and digital display of different preset count. "40-MAX" in LEVEL DISPLAY represents the area of counts from 40% to 100%.

示を行なうと  $2 \times 2\text{ cm}$  表面積の欠損のほかに  $1 \times 1\text{ cm}$  表面積欠損も一部描出された。逆にプリセット・カウントを極端に小さくすると、シンチグラム原図でもディジタル表示でも  $2 \times 2\text{ cm}$  表面積の欠損さえ証明されなかつた。すなわち、ディジタル表示のためにはコア・メモリーにはいるカウント数が多い方が有利との結論を得た(図4)

## 3. 臨床観察

143例についてその肝シンチグラムにディジタル表示を行ないシンチグラム原図との比較を行なつた。このうち32例については肝シンチグラフィー後1カ月以内に開腹手術が行なわれているので、その手術所見との対比を行なつた。なお臨床例の大部分は  $^{198}\text{Au}$  コロイドを使用し、一部は  $^{99m}\text{Tc}_2\text{S}_7$  コロイドを用いた。プリセット・カウントはシンチグラム原図を得るのに適當と考えられる条件に設定した。

(結果) シンチグラム原図とディジタル表示との対比を以下に示す(表1)

シンチグラフィー施行後、開腹手術を行ない視診および触診により肝の状態を確かめ得たのは32例であつた。大部分は消化管の癌でその肝転移を

Table 1 Comparison of original scintigram and digital display regarding to detect filling defect.

patients	original. digital. (+)	original. digital. (+)	original. digital. (-)	original. digital. (+)	original. digital. (-)	Total
Liver tumor proved by laparotomy	6				2	8
No liver tumor proved by laparotomy	2	1	1	20	24	
Liver metastasis, under follow up.	3			2	5	
Partially resected liver	3					3
Hepatoma and liver abscess (clinically diagnosed)	9	1		2	12	
Malignant tumor in the organs except liver	5	1		25	31	
With a history of cancer except liver cancer	1			7	8	
Hepatitis or liver cirrhosis	2	1	1	36	40	
Undetermined liver diseases			3	9	12	
Total	31	4	5	103	143	

(+) : with filling defect, (-) : no filling defect.

知る目的で肝シンチグラフィーを行なつたものである。これらのうち手術時に肝に異常のみとみられたのは8例で、うち6例はシンチグラム原図およびディジタル表示で欠損を示し、2例は両者とも陰性であった。手術時肝に異常のみられなかつた24例では20例にシンチグラム原図でもディジタル表示でも異常はみられなかつたが、2例はその両者に欠損像がみられ、1例はシンチグラム原図のみに、1例はディジタル表示のみに欠損を示した。シンチグラフィー施行前に開腹術を行ない肝転移のみとみられた例で、その経過観察のためシンチグラフィーを行なつた5例では3例がシンチグラム原図、ディジタル表示の両方に欠損を示し、2例は両者とも異常がなかつた。肝部分切除後の3例は両者とも欠損像を示した。

開腹手術が行なわれず肝の状態を直接確かめることができなかつた症例のうち、臨床的にヘパトームまたは肝膿瘍を疑がつた12例中9例がシンチグラム原図およびディジタル表示に欠損がみられ、2例はいづれにも陰性、1例はシンチグラム原図に欠損が疑がわれ、ディジタル表示では正常であつた。

肝以外の部位に悪性腫瘍を有する31例では5例がシンチグラム原図およびディジタル表示で欠損を示し、25例がそのいづれにも異常なく、1例が

シンチグラム原図にのみ欠損像を示した。

癌の手術療法を受けた既往のある8例中7例は両者に欠損なく、1例は両者に欠損を示した。

肝炎、肝硬変等の内科的肝疾患40例では2例にシンチグラム原図およびディジタル表示の両者に欠損をみとめ、36例は両者とも陰性、1例はシンチグラム原図のみ、1例はディジタル表示のみが欠損像を示した。

また診断未定の肝腫大および黄疸12例中9例はシンチグラム原図でもディジタル表示でも欠損はみられず、3例にシンチグラム原図では欠損をみとめなかつたが、ディジタル表示では欠損がみられた。

### 考 按

肝シンチグラムの欠損像検出能力向上の目的でディジタル表示を行なつた結果はファントーム実験でも、臨床例でのシンチグラム原図とディジタル表示との対比においても、私たちの処理方法では、ディジタル表示を行なうことによって小さい欠損が明らかになるという結果は得られなかつた。

シンチグラム原図から欠損像を検出するのは、フィルムの黒化度の濃淡を肉眼で識別することによる。欠損像は黒化度の小さい部分としてよみとられる。しかし、肉眼でよみとられる範囲には限

界があり、電子計算機を使用することにより肉眼でよみとれない欠損をデータ処理により見出そうとするものである。このさいのデータ処理の方法は次のとくである。

- 1) シンチ・カメラの視野をいくつかの微小面積の絵素に分割し、それぞれの絵素に入る放射能のカウントを数え、
- 2) 各絵素のカウント数を分類し、
- 3) 何らかの計算を加え、
- 4) いくつかの段階にわけ表示する。

このシンチ・カメラの視野の絵素の数は私たちの装置では $40 \times 40 = 1600$ ヶであるが、そのさいシンチ・カメラの視野を直径25cmの円とすれば、その視野内の点すなわち絵素の数は1250ヶであり、

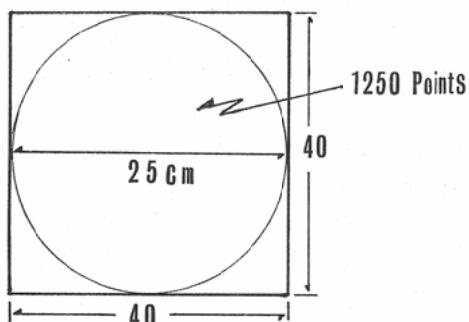


Fig. 5 Number of data matrix and the size of point.

data matrix	points in 25cm circles	size of point
1024 (32×32)	800	7.81mm
1600 (40×40)	1250	6.25mm
4K (64×64)	3200	3.91mm
16K (128×128)	12800	1.95mm

点と点との間隔いかえれば一つの絵素の大きさは6.25mmである(図5)。使用する電子計算機の容量が大きければ点の大きさは小さくなり、ディジタル表示を行なつたシンチグラムのばけは小さくなるであろう。

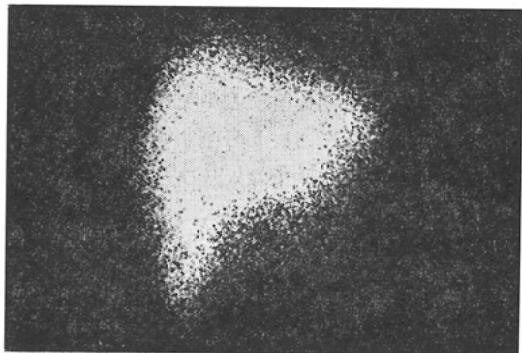
私たちは表示にさいしスムージング等の計算は行なつていない。これは所有する電子計算機の記

憶容量が小さいためである。そのため私たちのディジタル表示はいわばフィルムの黒化度を濃度計で調べているのと同程度でしかない。

ディジタル表示にさいし分割すべき絵素の数がどの位が適當か明らかでない。ひとつの絵素の大きさがどれ位が適當であるかにより左右されると、適當な絵素の大きさはシンチカメラの分解能によりきまる。図5に絵素の大きさと数の関係を示した。私たちの絵素の大きさは6.25mmですこしだけすぎるとと思う。私たちの4K語を全部演算に使用すれば絵素の大きさは3.91mmとなる。シンチカメラの分解能よりみて絵素をあまりに小さくする必要はないであろう。また絵素の数が多くなれば一つの絵素に入るカウントは減らし、個々の絵素のカウントの統計的変動が大きく標準誤差が大きくなる。1例として320Kカウントでシンチグラムを作製したさいの絵素の数と標準誤差との関係を表2に示した。臨床例を示すと図6は50Kカウントで得たシンチグラムである。これを1600の絵素で示すと一つの絵素に入るカウントはもつとも多いところで450程度である。もし絵素の数が多くなればひとつの絵素あたりのカウントは少なくなり、統計的変動は極端に大きくなるが、スムージングを行なうことで補える。私たちはスムージングを行なう余裕をもたないのでひとつの絵素に入るカウントを多くし統計的変動を減らし欠損像検出能力を高めることをこころみファントーム実験を行なつた(図4)。シンチグラム原図で検出し得なかつた欠損の一部を検出できた。しかし、同一の大きさの欠損をすべて検出することはでき

Table 2 Number of data matrix and standard error  
(When a preset-count is 320k counts)

data matrix	1 K	4 K	16 K
points in 25cm circle	800	3200	12800
per each one point	$\frac{320K}{800} = 400$	$\frac{320K}{3200} = 100$	$\frac{320K}{12800} = 25$
standard error	$400 \pm 400$ $= 400 \pm 20$ $5\%$	$100 \pm 100$ $= 100 \pm 10$ $10\%$	$25 \pm 25$ $= 25 \pm 5$ $20\%$



26	0	0	4	38	51	40	59	80	157
225	312	384	391	386	361	348	403	388	392
364	330	306	332	291	288	281	228	178	156
111	62	44	55	52	117	66	0	0	0
11	0	0	11	44	46	46	52	100	156
267	343	392	436	379	391	395	420	373	398
393	383	350	338	300	257	252	222	161	132
17	56	40	39	60	103	91	2	0	0
24	0	1	12	47	32	33	62	89	160
245	326	394	356	395	174	389	403	455	448
404	357	355	298	313	248	204	196	136	110
71	41	40	39	45	114	123	4	0	0
21	0	0	21	58	40	49	57	103	158
263	282	366	367	349	400	386	434	425	450
399	348	308	306	272	220	178	150	97	77
48	40	38	27	52	66	98	18	0	0

Fig. 6. A normal polaroid print produced by a scintillation camera and its list of a part of digital counts in data matrix.

なかつた。これは感度補正プログラムをもつていないためと思われ、またレベル表示が10%刻みでその中間でのレベル表示ができないためと思われる。臨床的にはカウント数を多くすることは検査時間の延長をまねくが、<sup>99m</sup>Tcなどの短半減期核種を多量に用いることにより補なえよう。

デジタル表示はCRTでは任意の巾のレベルはすべて輝点として示す方法によつた。輝点の輝度の差により放射能の強さを段階的に示すことはできない。これはタイプライターでは段階をつけて打出すことができるが時間がかかる。いくつかの輝度レベルをもつCRTが有用であろう。

臨床例の観察ではシンチグラム原図では異常をみとめず、デジタル表示を行なうことにより欠損をみた例が少数ながら存在した。しかし、逆にシンチグラム原図では欠損が疑われるのに、デジタル表示を行なつてそれが証明されない例も同じ程度にあり、デジタル表示を行なう方が有利

であるとの結論は得られなかつた。これはひとつにはデジタル表示を行なうことにより診断の客観化を期待したのであるが、デジタル表示の結果は再び図として示され、この図を読むさい主観の入るのを防ぎ得ないためと思われる。また、このばあいも表示レベルが10%刻みであるために欠損が描出されずにおわることがあるかも知れない。

以上、私たちは4Kの記憶容量をもつ電子計算機を使用しシンチカメラの視野を40×40に分割し、スムージング等の計算を行なわないデジタル表示を行ない、シンチグラム原図にくらべ欠損像検出には有効とはいえないことを知つた。記憶容量のより大きい電子計算機を使用し、分割の数、スムージング等の処理方法、表示レベルの切り方などの検討を行なうことが必要であろう。またCRT上の表示のしかたにも改良の余地があり、感度補正プログラムも必要と思われる。

### 結論

記憶容量4Kの電子計算機を用い、シンチカメラの視野を40×40に分割し、各絵素のカウントを10%ずつの10段階に分類することにより、肝シンチグラムの欠損像検出能力の向上の有無を検討した。その結果、シンチグラム原図とデジタル表示とにはほとんど差がなく、デジタル表示を行なうことにより、欠損像検出能力の向上はみられなかつた。しかし、電子計算機のコア・メモリーに蓄積するカウントを多くすることにより、その検出能力の向上が期待されることをファントーム実験により示唆した。

(本論文の要旨の一部は第1回北日本核医学研究会、46・10・29において講演した。)

### 文献

- 1) Brown, D.W.: Digital computer analysis and display of the radionuclide scan. *J. Nucl. Med.*, 7 (1966), 740—753.
- 2) Tauxe, W.N.: 100-level smoothed scintiscans processed and produced by a digital computer. *J. Nucl. Med.*, 9 (1968), 58—63.
- 3) 開原成允：シンチグラム計測の電算機による自動化の試み、核医学, 8 (1971), 198—199.
- 4) 岩井壮介：核医学における計算機の応用、最新医学, 22 (1967), 428—440.

- 5) 中村護他：4096 チャンネルメモリユニットによる RI image のデータ処理について，核医学，8 (1971)，196—197.
  - 6) 木村和文：R I データ処理装置とイメージ処理，総合臨床，20 (1971)，1784—1792.
  - 7) 安河内浩：電子計算機によるシンチグラム検査の自動化，核医学，8 (1971)，197—198.
  - 9) 鳥塚莞爾他：scinticamera による R I 情報の computer processing について，核医学，8 (1971)，195—196.
  - 9) 久田欣一他：核医学の情報処理，日医放会誌，31 (1971)，640—650.
  - 10) 飯沼 武：R I イメージングに対するデジタル技術の応用，医用電子と生体工学，7 (1969) 269—280.
  - 11) 飯沼 武：オンライン計算機による R I イメージの収集と処理，核医学，8 (1971)，193—194.
  - 12) Loken, M.K. et al.: Quantification of image studies obtained with a scintillation camera. Radiology 95 (1970), 505—516.
  - 13) 北島隆他：小型電算機によるシンチグラムのオンラインデータ処理，核医学，8 (1971)，103—110.
-