



Title	ディジタルシンチグラム作成装置の試作
Author(s)	安河内, 浩; 石川, 大二
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1974, 34(4), p. 220-228
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/20733">https://hdl.handle.net/11094/20733</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## デジタルシンチグラム作成装置の試作

東京大学医学部放射線医学教室（主任 宮川 正教授\*）

安河内 浩\*\* 石川 大二\*\*\*

(昭和48年12月26日受付)

(昭和49年2月14日 最終原稿受付)

### Digital Analyser for Scintigram from Paper Tape

Hiroshi Yasukochi\*\* and Daiji Ishikawa\*\*\*

Department of Radiology (Director Professor T. Miyakawa\*) Faculty of

Medicine, University of Tokyo

Hongo 7-3-1, Bunkyo-ku, Tokyo, Japan

Research Code No.: 705

*Key Words:* Digital Scintigram, Analyser, Paper Tape Recording, Image Processing, Smoothing

The informations from scintigrams are best available from photoscintigrams. However, the addition of digital information will improve the diagnostic accuracy in any cases. For this purpose, computer treatment and color display are proposed, but they have disadvantages of high cost or of non-linear information transfers.

To make digital scintigrams from recorded data in paper tape, we have constructed one apparatus and experienced for six years discarding the handicaps noted above. The details of the apparatus and the experiences are reported in this paper. The apparatus is consist of two main parts, they are emphasizer and characterizer (Fig. 1).

The emphasizer contains 128 W memories and smoothing and socalled two type circuits (Figs. 2 and 4). 128 W memories were used to record the element of one line of scintigram because the scintigrams were composed of many two opposite directional pairs of lines and these lines were recorded consecutively in the tape and, to construct the scintigrams, these data must be inversed line by line. The data from paper tape were changed to analogue data in the emphasizer by digitalanalogue-converter and outputs of the emphasizer were built as equally divided 20 levels of voltage between maximum data and minimal data which were selected manually between 0 and 99 counts per element (Fig. 3).

\* 現埼玉医科大学放射線医学教室

\*\*) 現東京大学医学部付属病院分院放射線科

\*\*\*) 現聖マリアンナ医科大学放射線医学教室

\*) Department of Radiology, Saitama Medical College Morohongo, Moroyama-cho, Iruma-gun, Saitama, Japan

\*\*) Department of Radiology, University Branch Hospital, Faculty of Medicine, University of Tokyo  
Mejirodai 3-28-6, Bunkyo-ku, Tokyo, Japan

\*\*\*) Department of Radiology, St. Marianna Medical College Sugao 2095, Takatsu-ku, Kawasaki, Japan

Any ten letters in type writer were selected by inserting rods manually in holes prepared on the panel of the characterizer which were compatible to the hole of paper tape controlling the type writer (Fig. 4).

The connection between 20 outputs of the emphaser and 10 characters of the characterizer was performed manually by wires (Figs. 3 and 4).

Consequently any letters of ten were selected among twenty levels of counts per element of scintigrams with or without the procedures of smoothing and typing figures of 1:1 or 1:1/2 for horizontal direction (or running direction) and 1:1, 1:2, or 1:1/2 for perpendicular direction (or pitching direction).

A sample of scintigram built by this apparatus was demonstrated (Fig. 5).

シンチグラム処理は通常 photoscan によって行なわれて居り、又この方法が臨床上は最も情報が多いことはいうまでもない。しかし photoscintigram に更に絶対値に相当する情報を加えることは疾患診断の情報を増しこそそれ、決して減ずることはない。

この方法として当初はカウント数に応じて色を変えるカラーシンチグラムが開発されたが<sup>5)11)16)</sup>、色の変化に機械的操作が入るために、検査に要する時間が長くなるという欠点があり最近はあまり実用化されていない。又最近は同時に photoscan を行なえる装置が普及しているが、当初は二者択一であつたため、むしろ一般的に情報が減ずるという大きな欠点もあつた。

シンチカメラの開発、普及と共に 4 kW 程度の buffer memory を含んだ解析装置が開発され、シンチカメラ像の処理に使われているが<sup>9)12)</sup>、現状ではシンチカメラによるシンチグラムの診断能は一般的にスキャナによるシンチグラムより劣り、形態診断のために一般的とは云い難く、又価格的にも相当のハンディキャップをもつている<sup>17)</sup>。時間的な変化を見るために buffer としてビデオテープを利用する方法もあるが、静的スキャンには時間的に問題があり、一般化されるとは思えない。

最近はコンピューターを利用した解析も多く行なわれている<sup>2)4)7)15)18)</sup>。しかしスキャナの如く検査に時間がかかるものを on line でコンピュー-

ターに接続するには膨大な費用を必要とし、又その間コンピューターを他の目的に利用できないため非常に不利である。勿論 buffer memory や<sup>6)</sup>、磁気テープ<sup>11)</sup>、紙テープ<sup>14)</sup>を利用して off line の使用をすることはデジタルシンチグラムの作成に最も適しているが、価格的な問題点と、専用のコンピューターを on line に近い状態でセットしておかねばならず、これが出来る施設は限定され、必ずしも一般的な方法ルは云い難い。

更にこれらの欠点を除いて photoscan から光学的な処理をしてカラー等線量などの一種のデジタルシンチグラムを作成する方法も開発されて来た<sup>8)9)13)14)</sup>。この方法は photoscan に情報を加えるという目的には非常に有用であるが、photoscan を作成する際に已に非線形関係の D A 変換を行なつてゐるために、肝脾比や甲状腺、肺等の左右比、ひいては腫脹部の摂取の絶対比較など生理面での数値化に難がある。

これらの欠点を除き、スキャナよりの情報を紙テープに移し、それを解析する簡単な装置を作成し、6 年間使用したので、その経験と装置の概要をここに述べる。

### 装置の概要

図 1 にこの装置のブロック図を示してあるが、この装置は紙テープを読み取る紙テープ読取装置、紙テープから入つて来た情報を処理する情報処理装置 (emphasizer) その情報にもとづいてデジタルシンチグラムの各素子の記号を決定する

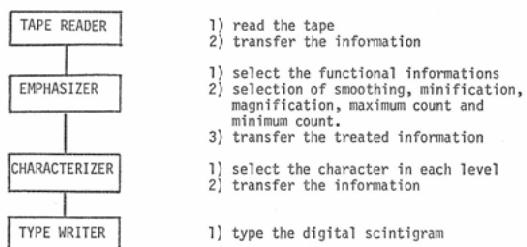


Fig. 1 Block Diagram of the Apparatus and its Functions

タイプライター制御装置 (characterizer) とシンチグラムを打出すタイプライターより成る。このうち紙テープ読取装置とタイプライターは市販のもの（リコー）をそのまま使用したので、ここでは情報処理装置とタイプライター制御装置について述べる。

### 情報処理装置

已に報告した我々の紙テープ穿孔装置により記録された情報を処理する装置で<sup>19)</sup>、更にスムージングと縮少の二つの機能を加えてある。

機能信号の処理について：紙テープからはスキャン開始の信号 (S S = scan start), シンチグラムの或る線のうち左側から始まる信号 (L S = line start), 同様に右側から始まる信号 (B L S = back line start), スキャン終了の信号 (S E = scan end) の4つの機能信号と、0から99までの数字で表わされたデータ信号が入つて来る。

このうち機能信号については表1に示す如く、

Table 1 Functions of Signals in Paper Tape

#### SS (scan start)

- 1) clear out the buffers and memories
  - 2) carriage return information to type writer
- #### LS (line start)
- 1) carriage return information to type writer
  - 2) send the memories to characterizer and then clear them up
  - 3) send the following data to characterizer
- #### BLS (back line start)
- 1) carriage return information to type writer
  - 2) send the following data to memories
- #### SE (scan end)
- 1) stop the procedures

S S は情報処理装置に内蔵する 3 W の buffer と 128W の memory を消去し、タイプライターに改行複帰 (carriage return) の信号を送る。L S は buffer を shift させると共にデータ信号の入力を可能にする。同時に memory に貯えてあつたデータを順にタイプライターに送り、memory の内容を消去する。B L S は buffer にデータを入れると共に memory 回路へ buffer の内容を順次記録する。S E は操作を終了する。これらについては図2のブロック図も参照されたい。

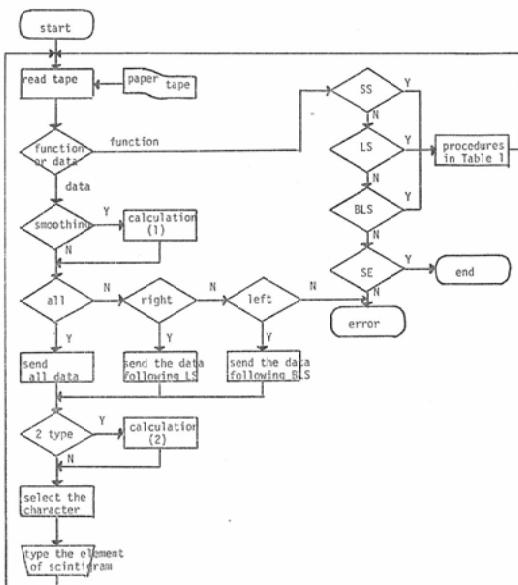


Fig. 2 Flow Chart of the Procedures

$$\text{Calculation (1): } n_{i,j} \rightarrow (n_{i-1,j} + n_{i,j} + n_{i+1,j})/3$$

$$\text{Calculation (2): } n_{1,j}, n_{2,j}, \dots, n_{i,j}, \dots, n_{L,j} \rightarrow \\ n_{1,j}, (n_{1,j} + n_{2,j})/2, n_{2,j}, \dots, (n_{i-1,j} + n_{i,j})/2, n_{i,j} \\ (n_{i,j} + n_{i+1,j})/2, \dots, (n_{L-1,j} + n_{L,j})/2, n_{L,j}$$

データ信号の処理について：紙テープよりの入力はD A変換をされ、図3に概略を示す如く最大と最少の間で20等分されて出力される。これは後に述べるタイプライター制御装置によって素子の文字を定められ、タイプライターに情報を送ることになる。

スムージングについて：D A変換されたデータはこの回路によつて三点平均に変えられる。その後にその行がL S で始まる行であればタイプライ

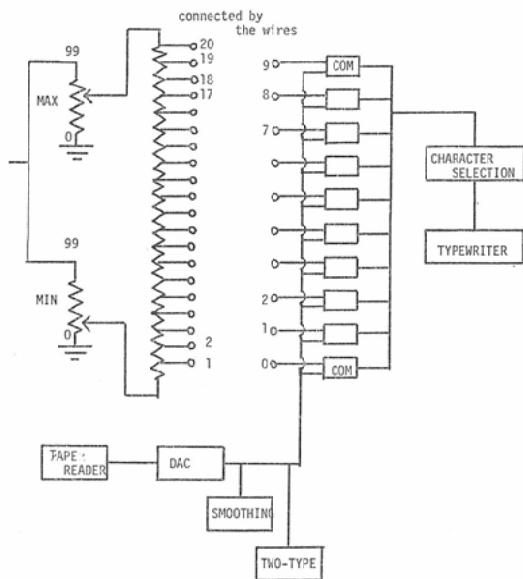


Fig. 3 Connection Between Emphasizer and Characterizer

COMs are the circuits which compare the level of out put of emphasizer and suitable character of characterizer and select the character for typewriter (scintigram).

ターチャー制御装置に信号が送られ、BLSで始まる行であればmemoryに順次貯えられ、次のSL信号が来ると貯えられたのと逆の順序で順次タイプライター制御装置に信号が送られる。

縮少、拡大装置について：紙テープにおさめられた信号はシンチグラムの $5\text{mm} \times 2$ , 4, 6 mmの三種類の素子であり、タイプライターの印字は大体 $2.5\text{mm} \times 4\text{mm}$ である。従つて $5 \times 2\text{mm}$ の信号をそのままうてば $2.5 \times 4\text{mm}$ となり横に $\frac{1}{2}$ 、縦は2倍のシンチグラムが作成され、 $5 \times 4\text{mm}$ の信号をそのままうてば横は $\frac{1}{2}$ 、縦は実大のシンチグラムとなる。そのため実大のシンチグラムを作成し、又は相似形のシンチグラムを作成するために二つの回路をつけた。

横方向については2字印字回路をつけた。例えばj列目のデータが $n_{1j}, n_{2j}, \dots, n_{ij}, \dots, n_{1j}$ と入った場合、各信号の間にその両側のデータの平均値を入れ、信号数を2倍にして $n_{1j}, \frac{1}{2}(n_{1j} + n_{2j}), n_{2j}, \dots, \frac{1}{2}(n_{i-1,j} + n_{i,j}), n_{i,j}, \frac{1}{2}(n_{i,j} + n_{1j})$

$\dots, \frac{1}{2}(n_{i-1,j} + n_{i,j}), n_{i,j}$ と信号を送るようになした。従つてこの回路をonにすれば横は実大像になり、offにすれば $\frac{1}{2}$ 倍となる。

たて方向については1行おき回路をつけた、こ

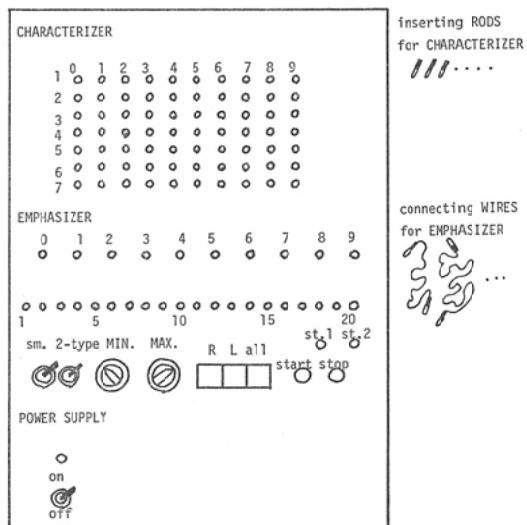


Fig. 4 Front Panel of the Analyzer  
(minification is not correct)

Characterizer is consist of 70 holes ( $7 \times 10$ ), where numbers in highest layer indicate the numbers in upper layer of Emphasizer, and numbers in left lateral mean the eight digits information of the character selected in typewriter. Rods are inserted to select the character, for instance, rods are inserted in Nos. 1, 2 and 7 under 0, the 0 in upper layer of Emphasizer is selected as "L". Emphasizer is consist of two layers of holes, holes in upper layer correspond to the numbers in highest layer of Characterizer and those of lower layer indicate the level of count in paper tape between MAX and MIN selected by the dials. When 1 of upper hole and 5 of lower hole are connected the level between 1 and 5 in the tape are typed as selected character of 1 in Characterizer, and when 0 of upper hole and 2 of lower hole are also connected, the level 0, 1 and 2 will be typed the character indicated in 0 of Characterizer and 3, 4 and 5 will be 1 of Characterizer. Lowest part of Emphasizer from left to right is consist of smoothing switch (=sm. 3 points average), 2 type switch (off means 1/2 of figure in horizontal or running line), MIN and MAX dials (each select any number between 0 and 99), R, L and all buttons (R=type only layer started LS, and L of BLS signal, all both), start and stop buttons, stage 1 and 2 pilot lamps (stage 1 indicate typing the layer started LS and stage 2 BLS).

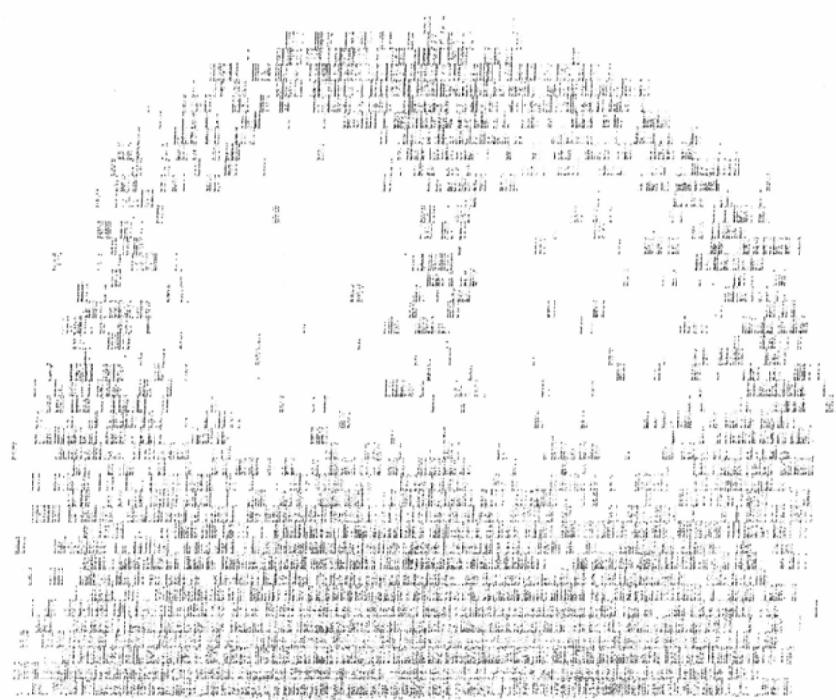


Fig. 5 A. Original dot scan ( $^{99m}\text{TcO}_4$ , 10mCi intravenously injected, brain scan anterior view, Nuclear Chicago Pho/Dot III, 120 hole collimator, 90 cm/min)

Fig. 5 B. Digital scintigram of 'A'. Symbols are sp : 0-7, 1 : 8-14, . : 15-21, 3 : 22-28, - : 29-35, 5 : 36-42, = : 43-49, 7 : 50-56, 1/2 : 57-63, 9 : 64-

Fig. 5 C. Smoothed scintigram of 'B'. 3 points average.

Fig. 5 D. Changed symbols from 'C'. Symbols are sp : 0—7, 1 : 8—14, 2 : 15—21, 3 : 22—28, 4 : 29—35, 5 : 36—42, 6 : 43—49, 7 : 50—56, 8 : 57—63, 9 : 64—.

Fig. 5 E. Modification of 'C'. Left to right lines were omitted, consequently sagittal length was shortened as 1/2.

1222222222221  
 1222222222221  
 122333234443433321  
 1222122222333332221  
 22222222222222232211  
 122221112333222222221  
 112221 112333222211221  
 12222111 1 12332223333322  
 1122211 12211121222221  
 1111211 11222211 122322  
 12221 11 122211  
 111 1 11211 111 12221  
 12211 22211 121112211  
 221 111 122111112112211  
 122221 1211 121  
 1111 121 112221  
 11111 1111221 1232  
 1231 111 11111 1111  
 12221 1221 1111121  
 112111 1222 1  
 111 112 222211 1  
 1222221 1111 1 111232  
 122221 222211 113442 1  
 1222211 1 1 1 111122  
 12222221 11 1211122222211  
 12222211 11 1111 11122222  
 122222211 1122111211121122331 1  
 1222222222222233221112111122221  
 12222233222222334222222232221 1  
 122332222222222222222222222221  
 12222223223454422233222222222321 1  
 122222223444444432222223333322  
 33222222346654443222222332221  
 122233333455555555432233332221  
 122222223455556777655432443221  
 1222434333567655555543232223331  
 12222322345566665555543332221  
 1134333354556567877654343333221  
 34555555667666898877554323331  
 1345555555676677777654344543221  
 466665555567888889887655543221  
 1368875555556788988777655543321

Fig. 5 F. Modification of 'D'. Typed one character for each two characters, consequently transvers length was shortened as 1/2.

Fig. 5H. Modification of 'F'. Right to left lines were omitted. Minification was as same as 'G'.

Fig. 5. Representations of Scintigrams Constructed by This Apparatus.

れは R (=right), L (=left), All (=right and left) の三つのボタンからなり, R のボタンをおした場合は L S で始まる列のみ印字し, L の場合は B L S で始まる列のみを印字し, All の場合はその両方を印字することになる. 従つて信号の素子のピッチが 2 mm であれば R, L の場合はたて方向が実大, All であれば 2 倍となる. 同じく素子のピッチが 4 mm であれば, R, L の場合はたて方向が  $1/2$ , All の場合は実大の像がつくられることになる.

**データ信号の出力について:** データ信号は図 3, 4 に示す如く, 装置表面のダイヤルで設定された最大値 (MAX) と最小値 (MIN) の間を 20 等分したタイプで出力されるが, 表現文字は 10 個しか選択できないので, 図 3, 4 に示す如く 20 の穴とタイプライター制禦器に通ずる 10 の穴を任意に接続できるようにした. 例えは出力の 20 番目の穴と制禦器の 8 番目の穴を接続し, 5 番目の穴と 9 番目の穴を接続すれば  $MIN + 5 \times (MAX - MIN)/20$  までは 9 番目の文字を打ち, それ以上は 8 番目の文字をうつ. このようにすれば MAX と MIN の間の任意の間隔 (但し一つのレベルは  $(MAX - MIN)/20$  以上) で, 任意の文字 (但し 10 種類以下) で打つことができる.

#### タイプライター制禦装置

タイプライターの信号は紙テープの 8 コの on off の信号で成り立つていてが実際は 8 番目の穴は使われていないので 7 コの on off の信号で成り立つていて.

これらの on off を挿入桿によつて行なうこととした. 即ち図 4 に示す如く 10 行, 各行 7 コの穴をつくり, ここにタイプライターで規定された信号に相当する部に桿を挿入する, このようにすれば任意の文字を選ぶことができる. 情報処理部よりの出力から任意の 10 コ以下の文字を選択し, 自動的にディジタルシンチグラムを作成することができる.

#### 考 按

以上我々の試作した紙テープ処理装置について述べた. 一例として種々の処理をほどこした正常

脳シンチグラムを図 5 に示す.

この装置で描出されたシンチグラムは同時に作成されたフォトシンチグラムと比較して診断能が高いということはない. しかしフォトシンチグラムがフィルムの特性を利用して打点の密度によって分布像が異なつたパターンを示すのに対して, この装置によるデジタルシンチグラムは密度が異なつても, 全体の分布のパターンが同じであれば, 同じパターンの像として示される特長をもつてゐる. 従つてこれらを比較することによつてより正確な診断がなされると云える. 又数値として表わすことができるため, 統計処理などの際, より客観的なデータとして処理でき, 診断論理に力をかす利点もある.

関心領域, 面積の自動計算などはこの程度の記憶量では不可能であり, それには通常行なわれているより高価な装置の開発, 大型コンピューターの利用が不可欠となり, 我々の意図する経済的な装置からはずれてしまう.

しかしこれらに関する計画は無視される訳ではなく, この装置の経験から我々は磁気テープを利用し, 各種計算回路を組み込んだスキャナの開発と, コンピューターで処理する場合のプログラムの開発の二面から研究を進めて居り, これらについては近い将来報告する予定である.

#### 結 論

紙テープを処理してデジタルシンチグラムを作成する装置を試作した.

この装置は

- 1) 最大値と最少値を任意に選べ, 又その間を 20 以下のレベルに分割することができる.
- 2) シンチグラムを作成する文字は任意に選べ, その文字の数は 10 コまで可能である.
- 3) 紙テープへの記録方法にもよるが, 実大像のシンチグラムを打出し, 又横  $1/2$ , たては 2 倍にすむことができる.
- 4) 3 点スマージングが可能である.

尚本装置の作成については日立レントゲン(現日立メディコ) KK, 日立中央研究所の諸氏による援助が大きかつたし, 又装置の操作等について本院, 分院の技師諸

君の助力があつたことを深謝する。又本装置の改造については文部省科学研究費「サイクロトロンによる短寿命ラジオアイソトープの医学的利用に関する研究（班長宮川 正）」、厚生省がん研究助成金「放射性同位元素による癌の新らしい診断治療の開発に関する研究（班長寛弘毅）」に一部負う所があつたことを付記する。

## 文 獻

- 1) Albert, S.N., Eccleston, H.N. Jr., Fugita, T., Hunter, C.H. and Albert, C.A.: Use of magnetic tape for recording radioactivity.: Radiology 73 (1959) 923—926.
- 2) Brown, D.W.: Digital computer analysis and display of the radioisotope scan.: J. Nucl. Med. 7 (1966) 740—753.
- 3) Charkes, N.D. and Gershon-Cohen, J.: Color television contrast expansion of photoscans.: Amer. J. Roent. 90 (1963) 406—409
- 4) Croll, M.N.: Clinical evaluation of a new imaging system.: 癌の臨床, 18 (1972) 261—67.
- 5) 土井 修: カラーフォトリスキャニングの研究, 日本医学会誌, 26, 1541—1546, 1967.
- 6) Hisada, K., Kojima, K., Matsudaira, M. and Hiramatsu, H.: Quantitative evaluation of radioisotope distribution in vivo by isosen-sitive scanner plus 4,096-word multi-channel analyzer coupling: Radioisotope 21 (1972) 348—352.
- 7) Hutchinson, F., Neil, G.D.S. and Rimmer, A.R.: Lineprinter display of digital scintiscans.: Amer. J. Roent. 113 (1971) 755—764.
- 8) 片山通夫, 長谷川武: 等線量 Scintigram : さくら X レイ写真研究, 21 (6), (1970), 5—15.
- 9) 小泉岳夫, 末松俊彦, 鎌田武信, 木村和文, 阿部裕: R I データ処理装置による肝シンチグ ラム診断, 医学のあゆみ, 80 (1972), 21—22.
- 10) 前田辰夫, 吉本清一, 鶴海良彦: シンチグラムの表示方法について I 等線量率曲線による方法 II カラーテレビジョンに映像させる方法, Radioisotopes 14 (1965), 324—327.
- 11) Mallard, J.R. and Peachy, C.J.: A quantitative automatic body scanner for the localization of radioisotopes in vivo.: Brit. J. Rad. 32 (1959) 652—657.
- 12) Natarajan, T.K., Wagner, H.N. Jr.: A new image display and analysis system (IDA) for radionuclide imaging.: Radiology 93 (1969) 823—827.
- 13) Onai, Y., Tomaru, T., Iriune, T., Uchida, I. and Tsuya, A.: A method for translating scintiphotos into color by the application of the sabattier effect.: Radioisotope 17 (1968) 276—279.
- 14) Schepers, H. and Winkler, C.: Automatic scanning system using tape perforator and computer technique.: in Medical Radioisotope Scanning, IAEA, Vienna (1964) I. 321—330.
- 15) Tauxe, W.N.: 100-level smoothed scintiscans processed and produced by digital computer.: J. Nucl. Med. 9 (1968) 58—63.
- 16) 内山 晓: カラースキャニングの研究第一報, 日本医学会誌, 22 (1962), 923—933.
- 17) Yasukochi, H., Ishikawa, D., Yamazaki, T., Miyamae, T. and Lin, S.: Comparison of the diagnostic values of camera and scanner.: in Medical Radioisotope Scintigraphy, IAEA, Vienna (1969) I. 529—541.
- 18) 安河内浩, 鈴木孝治, 河野秀樹: コンピュータによるシンチグラムの診断, 癌の臨床, 18 (1972), 238—243.
- 19) 安河内浩, 多田信平, 町田喜久雄, 工村房二, 大島統男: シンチスキャンナ用紙テープ穿孔装置の試作, 日本医学会誌, 34 (1974) 33—43.