



Title	甲状腺のコンピュータ・シンチグラフィに関する研究
Author(s)	鳥塚, 莞爾; 浜本, 研; 向井, 孝夫 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(7), p. 847-858
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19992
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

甲状腺のコンピュータ・シンチグラフィに関する研究

京都大学医学部中央放射線部

鳥塚 莞爾 浜本 研 向井 孝夫
森 徹 石井 靖 高坂 唯子

京都大学医学部第2内科

竹田 洋祐 池窪 勝治

(昭和46年5月22日受付)

Studies on the Digital Computer Processing in the Thyroid Scintigraphy

Kanji Torizuka*, Ken Hamamoto*, Takao Mukai*, Toru Mori*, Yasushi Ishii*,
Tadako Kousaka*, Yousuke Takeda**, and Katsuji Ikekubo**

The Central Clinical Radioisotope Division (*) and The Second Division of
Internal Medicine (**), Kyoto University School of Medicine, Kyoto.

Research Cord No.: 208

Key Words: Digital, Computer, Thyroid, Scintigraphy

Scinticamera (Pho/Gamma III, Nuclear Chicago) with 2 types of collimator (pin hole and 1000 hole parallel) and scintiscanner (3 × 2 in. NaI (T1) crystal, Shimazu) with 2 types of collimator (37 and 61 holes) were used. The pulses from the scinticamera were accumulated into 1600 channel pulse height analyzer through dual A-D converters, and then transferred to a 7-channel digitizing tape recorder (TOAMCO: TM-7). Scanning was done at a speed of 20 cm per minute, and pulses in 1 mm scan were stored into each channel of 1600 channel analyzer successively, and the data were transferred to the TM-7 after one way scanning. The magnetic tapes were fed into a FACOM 230-60 computer in the Data Processing Center, Kyoto University, for processing.

First, in order to reduce the random fluctuation of data, a data-smoothing was performed. Next, to extract the true information from the smoothed data, which were blurred because of the lack of resolution of the detecting system, iterative approximation was performed by the resolving power matrix of each collimator. Then, the highest count was determined in the matrix, and was divided into 20 levels, each of which was given a typed symbol to be printed in the matrix.

These procedures were considered to be effective in thyroid scintigraphy after the administration of ^{131}I to the patients with various thyroid diseases. The computer scintigrams from a scintiscanner with a 61 hole collimator were more excellent than those from a 37 hole collimator in their resolutions, and were as excellent as those from a pin hole collimator of scinticamera.

It may be considered that the digital computer processing provides the great clinical usefulness with the significant improvements in the details of scan display.

I. 緒 言

シンチスキャナまたはシンチカメラによる甲状腺シンチグラフィはルーチン検査として広く行なわれるようになってきているが、最近シンチスキャナまたはシンチカメラからの出力をデジタル量として収集して、電子計算機を用いて解像力を高めようとする方法が行なわれるようになってきている¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾。

著者ら⁶⁾はさききシンチカメラによるRIイメージのコンピュータ処理に関する基礎的ならびに臨床的な検討を行なつて報告したが、本論文では甲状腺シンチグラフィにおいて、シンチスキャナおよびシンチカメラの両者からデータを収集して、コンピュータ処理を行ない、両者による画像の比較を行なつたので、その成績を報告する。

II. 実験方法および実験材料

1. RIイメージのデータ処理システム

Fig. 1は著者らの診療部におけるRIイメージのデータ処理システムのブロック図を示す。シン

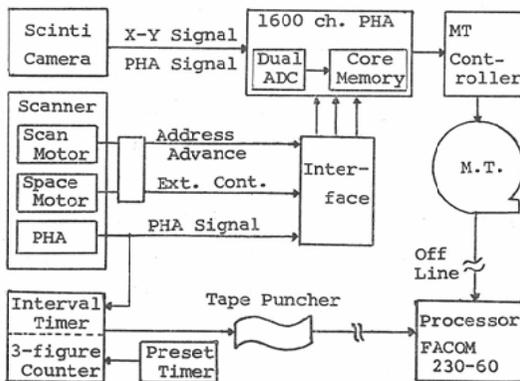


Fig. 1. Block Diagram of RI Data Processing System in our Division.

チカメラは米国 Nuclear Chicago社製Pho/Gamma IIを用いて、CRTの偏向板に加えられるX、Yの位置信号を2台のA-Dコンバータ (Model 22-03, 米国 Nuclear Chicago社製) によつてデジタル化し、40×40に配列された1600 word memory (Model 24-3, 米国 Nuclear Chicago社製) の各配列要素に対応させて計数値を蓄積させ、7トラック磁気テープ記憶装置 (以下MTとする。

TM-7, 東芝アンペックス社製) に収録した。シンチスキャナは鳥津製作所製SCC-130W形 (NaI (TI) 結晶3インチ (直径) × 2インチ) を用いて、データ収集はスキャン・モータに取りつけたスリットと光電素子により1mm毎にパルスを発生させ、これを address advance 信号として用い、スキャナの波高分析器からの出力信号を1600 word memoryの各チャンネルに順次蓄積させる。そして1スキャン毎にスペース・モータを利用してMT制御のための外部コントロール信号を発生させ、1600 word memoryの内容を0.05秒間以内でMTに転送して1レコードとする。従つて数十~数百の互いに逆方向に書かれたレコード群にて1例のイメージ・データとなる。スキャン・スペースは1.5—6.0mmで4段階に可変であるが、本研究では1.5mmのスペース巾を用いた。

以上のMTに収録したデータは京大大型計算機センターのFACOM 230-60にてコンピュータ処理を行なつた。

2. 基礎的検討

(1) コリメータのレスポンス・マトリックスの作成

シンチカメラでは Nuclear Chicago社製の pin hole 型コリメータ (以後 pin hole とする)、1000 hole parallel コリメータ (以後1000 hole とする) を用い、シンチスキャナでは鳥津製作所製の甲状腺用に使用される37 hole honeycomb コリメータ (LK13-05-A型, 焦点距離6cm, 以後37hole とする)、61 hole honeycomb コリメータ (LK13-10-E型, 焦点距離9cm, 以後61 hole とする) を用いて空气中、水表面および水中で、¹³¹I 点線源の種々の距離における感度特性を、364KeVの photopeak で、シンチカメラではウィンドー巾を25%、シンチスキャナでは±20%に設定して測定し、その計数値の10%までの計数値を有するレスポンス・マトリックスを作成した。

(2) ファントムよりのデジタル・データの収集

Fig. 2に示す1辺7cmの濾紙に種々の大きさの2倍、3倍量の¹³¹Iを含有する部、コールドな部

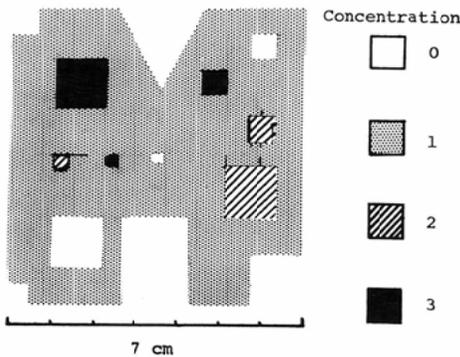


Fig. 2. Paper Phantom with ¹³¹I

より成る甲状腺ファントムを作成した。そしてシンチカメラの pin hole では コリメータより 6 cm, 1000 hole では 5 cm の距離で、夫々 60,000 および 25,000 カウントを収集して MT に収録し、またポロライド・カメラでシンチフォトを作成した。またシンチスキャナの場合は 37 hole では コリメータ面より 6 cm, 61 hole では 9 cm の距離で、スキャン速度 20 cm/min. でスキャンしてデータ収集を行なつて、MT に収録し、また打点法によりシンチグラムを作成した。

(3) コンピュータ処理について

測定器の感度の低いために生じる計数値の統計の変動を減少させるために、シンチカメラでは 3 行 × 3 列の 9 点平均法 (9 point averaging), シンチスキャナの場合は 9 点平均法以外に、X 軸は 1 mm, Y 軸は 1.5 mm のデータ収集のため 5 行 × 3 列の 15 点平均法 (15 point averaging), 7 行 × 5 列の 35 点荷重平均法 (weighted averaging) および コリメータのレスポンス・マトリックスによる matched filtering などを行ない、ついで コリメータによる像の “ぼけ” の補正のために 飯沼ら²⁾に従つて、コリメータのレスポンス・マトリックスを用い、逐次近似法 (iterative approximation) による image restoration を行なつた。そして以上の処理の各段階で得られたスキャン・マトリックスの上で最大値を見出し、20 等分して、Table 1 に示す異なる記号で、シンチカメラの場合は横軸に間に 1 点を、縦軸には 2 点を内挿により求め

Table 1. Symbols for Counting Rate Levels

Level	Symbol	Level	Symbol
1	I	11	'
2	Blank	12	Y
3	.	13	#
4	O	14	Blank
5		15	//
6	Blank	16	?
7	'	17	
8	=	18	Blank
9	Q	19	=
10	Blank	20	

て 80 × 120 の配列で、シンチスキャナの場合には 60 × 90 または 60 × 100 の配列で高速ライン・プリンターにてコンピュータ・シンチグラムを描出させた。

3. 臨床的検討

各種甲状腺疾患患者に ¹³¹I 50 μCi 経口投与、24 時間後に、シンチカメラの場合は pin hole を用いて甲状腺表面との “距離” 4 cm で 1 × 10⁴ - 2 × 10⁴ カウントを収集して MT に収録し、またポロライド・カメラにてシンチフォトを作成した。シンチスキャナの場合は 61 hole を用いて甲状腺表面と距離を 9 cm にして、20 cm/min. のスキャン速度でのデータ収集を行なつて MT に収録し、また打点法によるシンチグラムを作成した。また MT に収録された RI データのコンピュータ処理により、コンピュータ・シンチグラムを作成した。

III. 実験成績

1. 各種コリメータのレスポンス・マトリックス

Fig. 3 は空気中、水表面および水中における ¹³¹I 点線源による pin hole の 5 cm の距離、1000 hole の 5 cm の距離、37 hole の 6 cm の距離、61 hole の 9 cm の距離における point spread function を示す。pin hole および 61 hole の分解能は同程度で良好であり、甲状腺用の 37 hole および 1000 hole のは劣っており、また全コリメータにおいて空気中の半値巾が最も小さく、水面上、水中では軽度のひろがりが見られる。

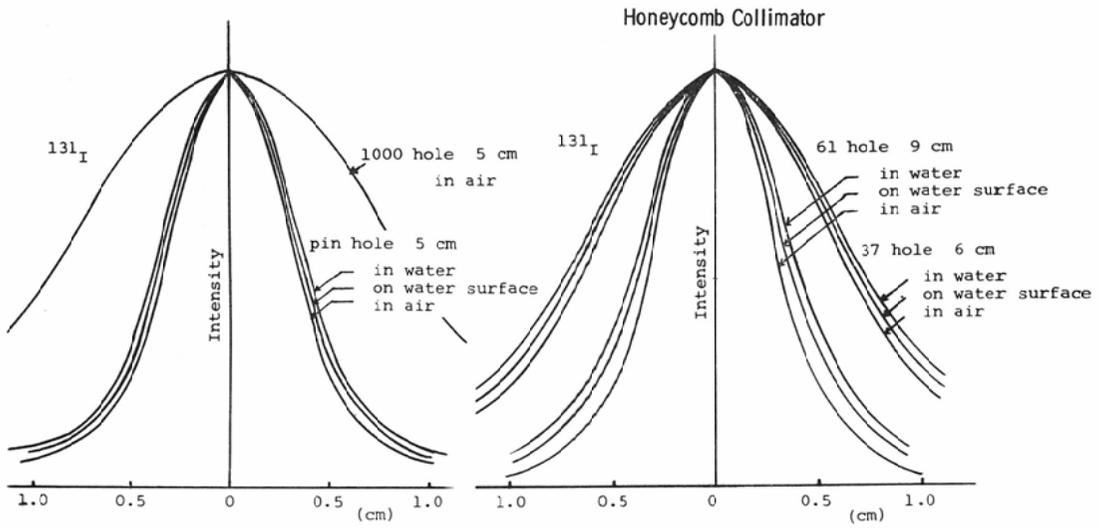


Fig. 3. Point Spread Functions of Various Collimators

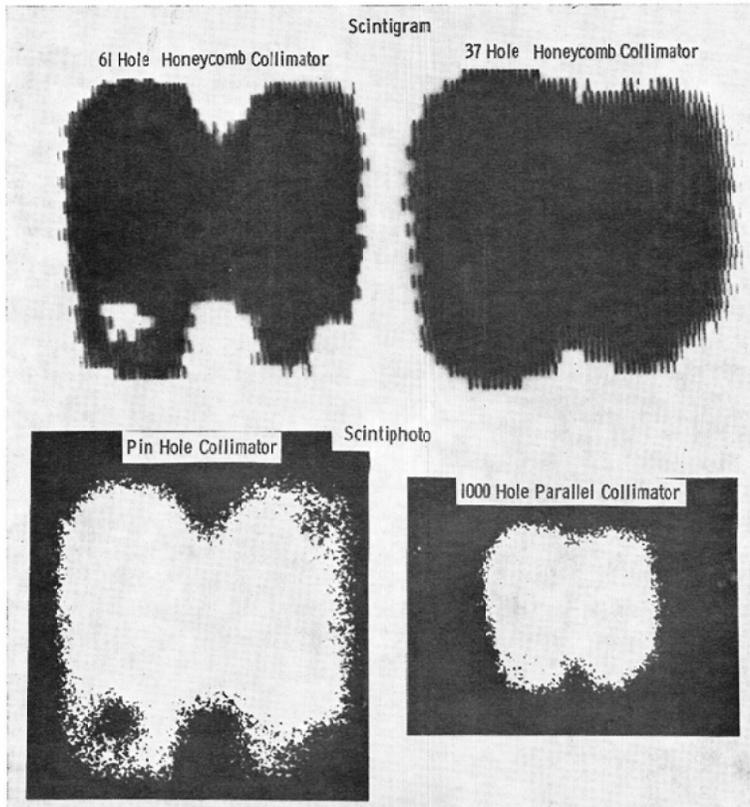


Fig. 4. Scintigrams and Scintiphotos of Paper Phantom

本成績よりコリメータの感度特性として、ファントム実験および臨床実験共に空気中の point spread functionを用いて、pin holeおよび1000 hole では共に7行×7列のレスポンス・マトリックス、シンチスキャナの場合にはX軸は1mm毎、Y軸は1.5mmのスペース巾のため、61 hole では15行×9列、37 hole では23行×15列のレスポンス・マトリックスを作成して、以後の matched filtering および逐次近似の計算に使用した。なお61 hole の場合にはpoint spread functionの半値巾を半分にした7行×5列の35点荷重平均法による smoothing の検討を行なった。

2. ファントム実験の成績

Fig. 4はFig. 2に示した甲状腺ファントムのシンチスキャナによるシンチグラムおよびシンチカメラによるシンチフォトを示す。シンチスキャナの61hole およびシンチカメラの pin hole では同程度の画像が得られているが、シンチスキャナの37hole では劣っており、またシンチカメラの1000hole では画像が狭小である。

Fig. 5, Fig. 6 (1)はそれぞれシンチスキャナの37hole または61hole を用いての甲状腺ファントムより得られたデータのオリジナル、9点平均法による smoothing およびそれぞれのレスポンス

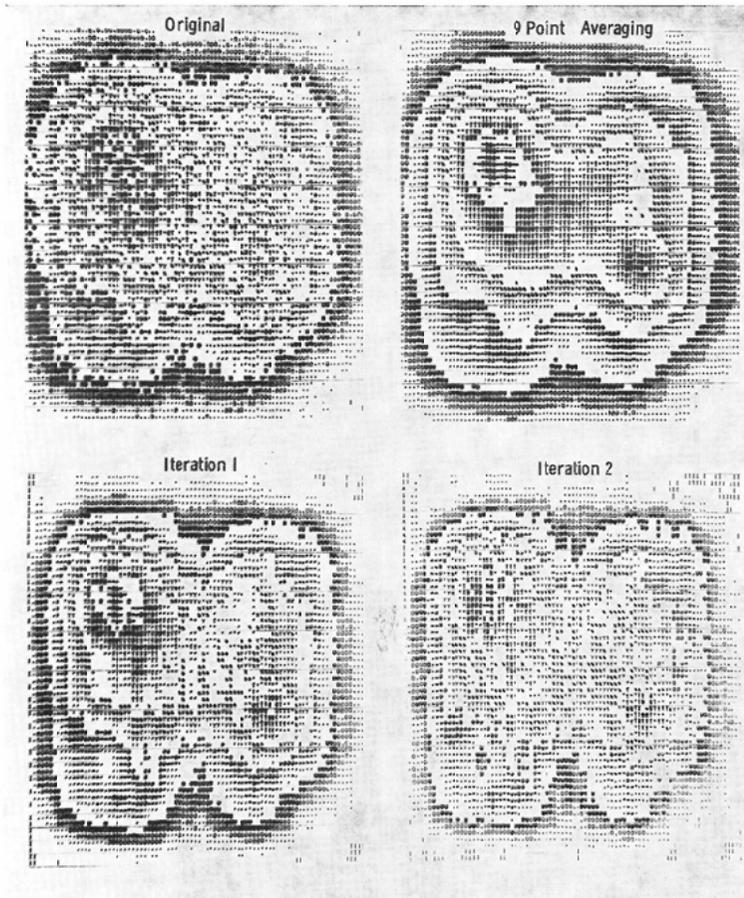


Fig. 5. Computer Scintigrams of Paper Phantom Obtained from Scintiscanner with 37 Hole Honey comb Collimator

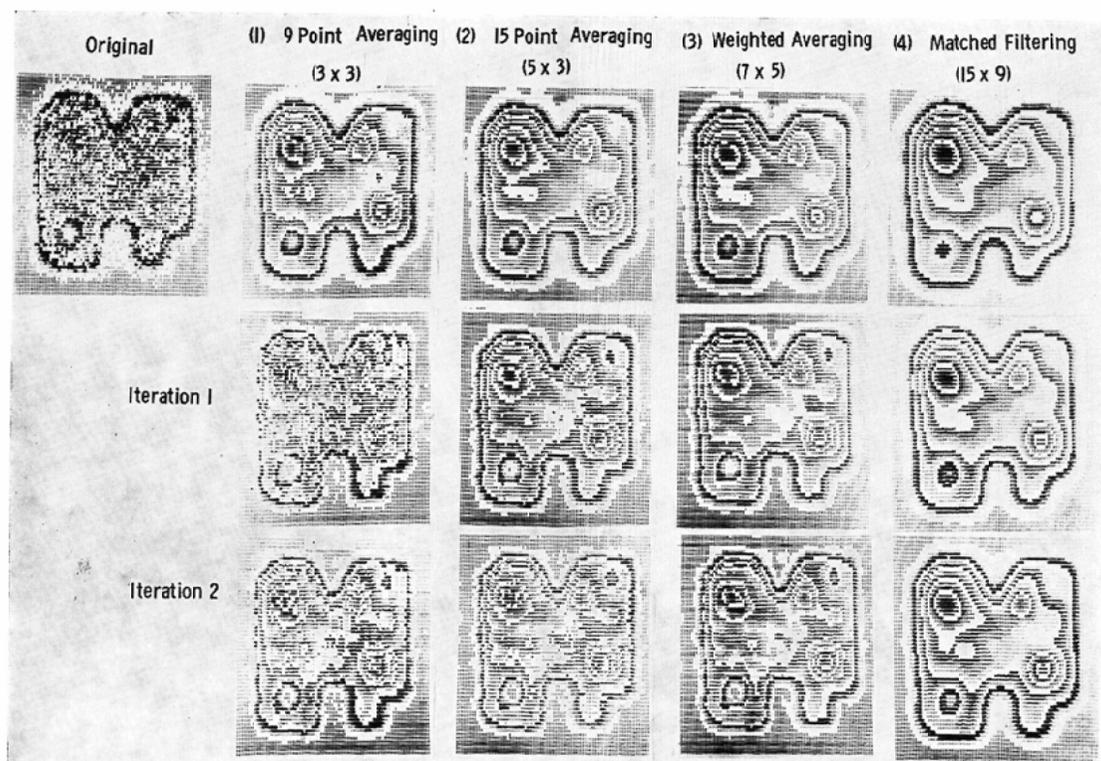


Fig. 6. Computer Scintigrams of Paper Phantom Obtained from Scintiscanner with 61 Hole Honeycomb Collimator

ス・マトリックスにより逐次近似の1回および2回を行なった画像を示す。37 hole の場合のオリジナル・データでの最高は 555 カウント、最低は 1 カウント、全体で 1,020,454 カウント、61 hole の場合のオリジナル・データでの最高は 272 カウント、最低は 1 カウント、全体で 343,083 カウントで、37 hole の方が 61 hole に比して感度がすぐれている。また 9 点平均法後の画像では 61 hole の方がすぐれているが、逐次近似により、共に像の乱れが著明になつている。Fig. 6 (2), (3) および (4) はそれぞれ 61 hole によるデータの 15 点平均法、35 点荷重平均法による smoothing および 15 行×9 列のレスポンス・マトリックスを用いた matched filtering 後の画像および逐次近似の 1 回および 2 回を行なった画像を示すが、共に Fig. 6 (1) の 9 点平均法の場合よりも画像がすぐれて

いる。そして 15 点平均法および 35 点荷重平均法による smoothing 後の画像は同程度に良好であり、逐次近似の実施により像の復元に効果が認められ、また matched filtering では平滑化されすぎて、逐次近似の効果は前 2 者ほど発現していないが、雑音による画像の乱れが少なく、最もきれいである。

Fig. 7 はシンチスキャナの 37 hole を用いてデータを収集し、23 行×15 列のレスポンス・マトリックスを用いての matched filtering および 2 回の逐次近似を行なった後の画像、およびシンチカメラの pin hole および 1000 hole を用いた場合の 9 点平均法および 2 回の逐次近似を行なった後の画像を示す。Fig. 4 に示すシンチグラムおよびシンチフォトと同じく、37 hole を用いた場合の画像は 61 hole を用いた場合よりも劣り、また pin hole

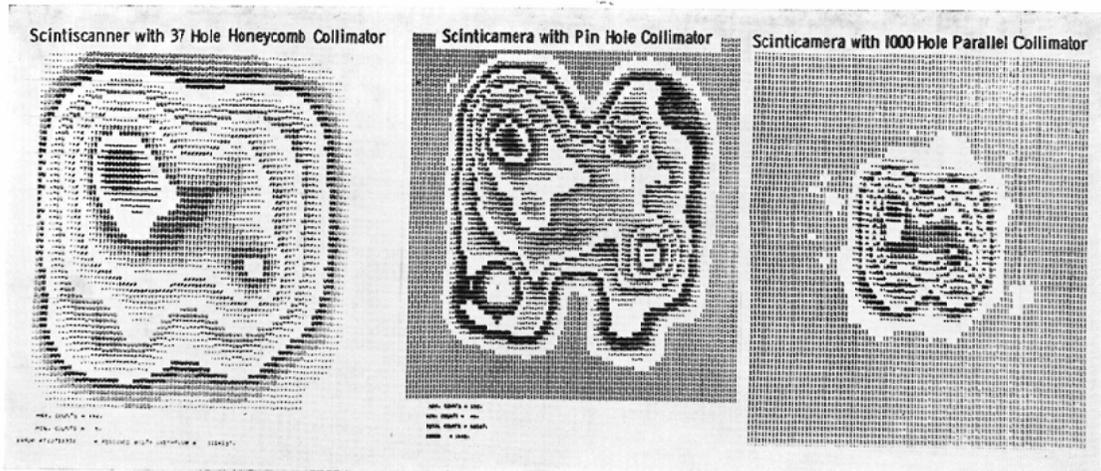


Fig. 7. Computer Scintigrams of Paper Phantom Obtained from Scintiscanner with 37 Hole Honeycomb Collimator and Scinticamera with Pin Hole Collimator and 1000 Hole Parallel Collimator

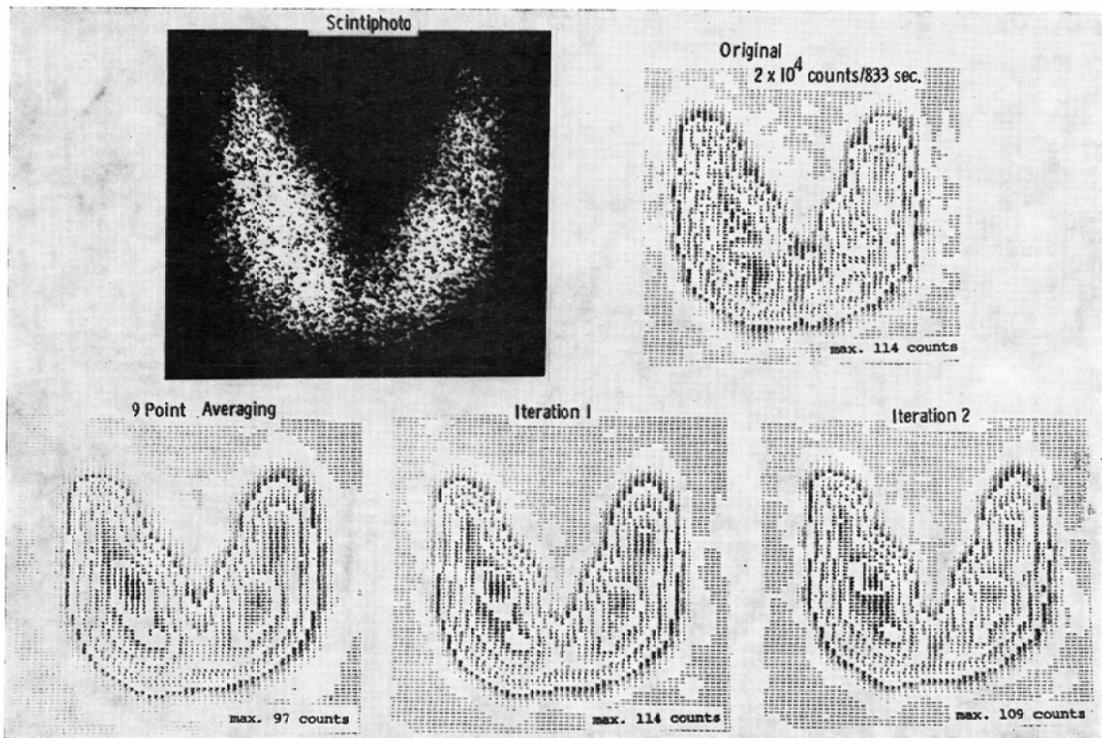


Fig. 8. Computer Scintigrams of Hyperthyroidism with ^{131}I (Thyroid ^{131}I Uptake 58.2%)
 (1) Scinticamera with Pin Hole Collimator

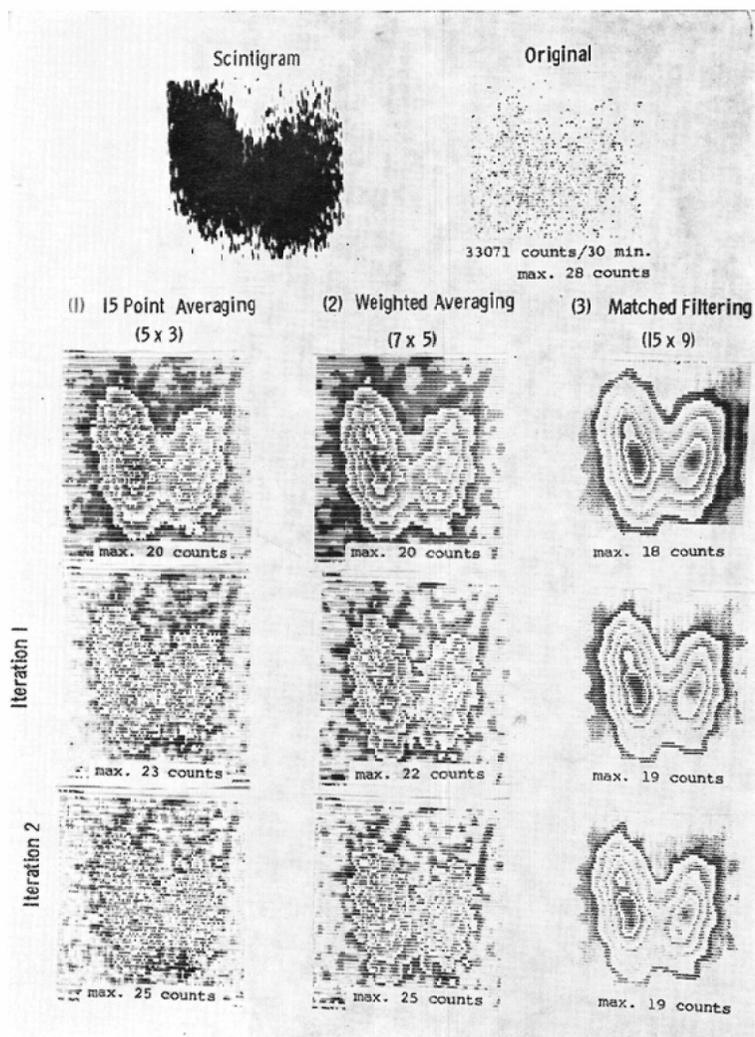


Fig. 8. Computer Scintigrams of Hyperthyroidism with ^{131}I (Thyroid ^{131}I Uptake 58.2%)
 (2) Scintiscanner with 61 Hole Honeycomb Collimator

を用いた場合は61 hole を用いた場合と同程度のすぐれた画像が得られ、1000 hole では画像が狭小である。

3. 臨床実験の成績

甲状腺機能亢進症、甲状腺腺腫の各1例の成績を示す。

Fig. 8は甲状腺機能亢進症の甲状腺 ^{131}I 摂取率が58.2%、従つて甲状腺内に約 $24\mu\text{Ci}$ の ^{131}I を有する症例の成績である。Fig. 8 (1)はシンチ

カメラで pin hole を用いて 833秒間で20,000カウントを収集したシンチフォトおよびオリジナル・データ、9点平均法による smoothing、7行×7列のレスポンス・マトリックスを用いて逐次近似の1回および2回を行なつた画像を示すが逐次近似の効果がよく発現して、甲状腺内のRI分布が微細に描写されている。Fig. 8 (2)はシンチスキャナで61 hole を用いてスキャンし、30分間に33,071カウントを収集したシンチグラム、オ

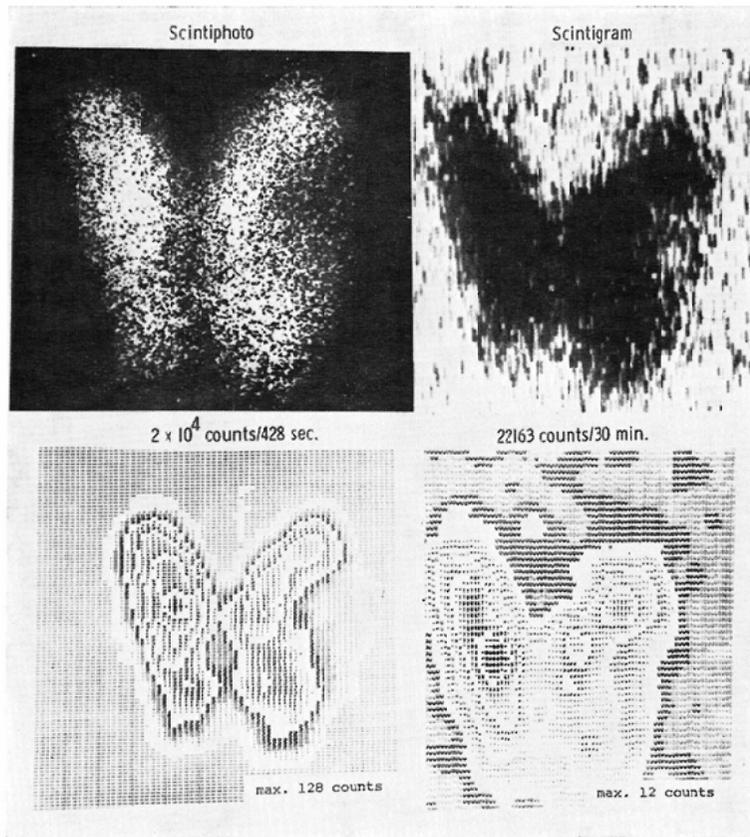


Fig. 9. Computer Scintigrams of Thyroid Adenoma with ^{131}I (Thyroid ^{131}I Uptake 36.8%)

リジナル・データおよび15点平均法、35点荷重平均法による smoothing, 15行×9列のレスポンス・マトリックスによる matched filtering, およびそれぞれの逐次近似の1回および2回を行なった画像を示す。15点平均法および35点荷重平均法では平滑化が不十分で、逐次近似により像の乱れが著明になっているが、matched filtering では画像が平滑化され過ぎて、逐次近似の効果は余り認められないが、きれいな画像を示し、またシンチカメラによる場合よりも甲状腺内のRI分布の変動がより微細に描写されている。

Fig. 9は甲状腺腺腫の症例のシンチフォト、シンチグラムおよびそれぞれのコンピュータ・シンチグラムを示す。本症例の甲状腺 ^{131}I 摂取率は36.8%、従つて甲状腺内に $15.5\mu\text{Ci}$ の ^{131}I が分

布しており、本例においてもシンチスキャナによる場合がシンチカメラの場合よりも甲状腺内のRI分布の変動がより微細に描写されている。

IV. 考 按

著者ら⁶⁾はさきにシンチカメラからRIデータの収集を行ない、そのコンピュータ処理の基礎検討を行なつて、9点平均法による smoothing および飯沼ら²⁾⁴⁾に準じて、コリメータのレスポンス・マトリックスを用いて逐次近似の1~2回の実施が適当であると報告した。本論文では更にシンチスキャナからのRIデータの収集をも行なつて、甲状腺のコンピュータ・シンチグラフィにおいてシンチスキャナによる場合とシンチカメラによる場合の比較を行なつたものである。

まずファントム実験において、シンチカメラ

による場合は著者らの前報⁶⁾に従って実施し, pin hole においてすぐれた画像が得られた. 1000 hole では画像が狭小であり, これは甲状腺部の matrix unit が少ないので当然である. シンチスキャナによる場合, 甲状腺シンチグラム作成に使用される 37 hole は感度がすぐれているが, 分解能は悪く, 61 hole は感度は劣るが, 分解能はすぐれていて, シンチグラムにおいて 61 hole の方が明らかに 37 hole に比してすぐれていた. またこの両者のコリメータによつてデータの収集を行ない, コンピュータ・シンチグラム作成における種々の検討を行なつたが, 同作成においては smoothing は出来るだけ少区画にとどめ, その後でコリメータの特性による逐次近似の実施により, コリメータによる像の“ぼけ”補正を期待することが出来る. 本実験において, 両コリメータによる 9 点平均法では平滑化が不十分で, 逐次近似の実施によつて雑音が強調され, 61 hole における 15 点平均法, 35 点荷重平均法では平滑化が良好で, 逐次近似の実施による像の復元に効果が認められた. 15 行×9 列のコリメータのレスポンス・マトリックスによる matched filtering では十分に平滑化されて, きれいな画像が得られ, またオリジナル・データよりも解像力の向上は望めないが, matched filtering による解像力の低下をオリジナル・データ程度まで復元させるために逐次近似を行なつて, その効果が認められた. また 37 hole の場合にも, 23 行×15 列のコリメータのレスポンス・マトリックスによる matched filtering および逐次近似の 2 回を行なつたが, その画像はシンチグラムと同様に 61 hole に比して遙かに劣っている.

ここに, ファントム実験において, シンチカメラで pin hole を用いた場合およびシンチスキャナで 61 hole を用いた場合のシンチフォトおよびシンチグラムにおいて, またそれぞれのコンピュータ・シンチグラムにおいて, シンチスキャナの方がシンチカメラに比してややすぐれた或いは同等の画像が得られた. このことは Fig. 2 に示す両者のコリメータの point spread function が概ね同様であること, および R I イメージのデータ収集

Table 2. Length per Channel of 1600 Word Memory

Distance (cm)	Pin Hole Collimator (cm/channel)	Parallel Hole Collimator (cm/channel)
2	0.111	0.66
4	0.176	0.66
6	0.242	0.66
8	0.306	0.66

面積がシンチスキャナによる場合は 1 mm×1.5 mm 区画であるのに比して, シンチカメラの pin hole による場合は Table 2 に示す如く, コリメータと甲状腺面までの距離が 4 cm の場合は 1.76 mm×1.76 mm 区画, 6 cm の場合は 2.42 mm×2.42 mm で概ね同程度であることなどより, 当然のことと考えられる.

次に臨床例において, シンチカメラでは 9 点平均後, 空気中で測定したコリメータの 7 行×7 列のレスポンス・マトリックスを用いて逐次近似を行ない, すぐれた画像が得られた. ここにコリメータのレスポンス・マトリックスとして空気中で測定したのを用いたのは, Fig. 3 に示す如く, 水表面および水中での感度特性は空气中に比して半値巾はやや大きくなっているが, 大きな差はなく, また甲状腺は表在性の臓器であるためである. また pin hole の場合, 甲状腺の周辺部の拡大率が異なり, 補正を必要とするが, その補正は症例毎に異なつていて, その実施は困難であり, 今回は実施しなかつた. シンチスキャナによる場合は 61 hole を用いてデータを収集して検討したが, 15 点平均法および 35 点荷重平均法では, 上記のファントム実験の場合と異なり, 計数値の低いために平滑化が不十分で, 逐次近似により雑音が強調されるようになり, 15 行×9 列のレスポンス・マトリックスによる matched filtering では十分に平滑化されて, すぐれた画像が得られ, 逐次近似で多少の効果が認められた. Tauxe ら⁹⁾は臨床例においてコリメータのレスポンス・マトリックスによる matched filtering のみ, 飯沼ら²⁴⁾

はファントム実験において9点平均法によるsmoothing, コリメータのレスポンス・マトリックスを用いて逐次近似法による像の復元を行なっているが, 著者らはシンチスキャナによる臨床例においては, 上記の成績より, 61 holeを用いてデータを収集し, 15行×9列のレスポンス・マトリックスによる matched filtering を行ない, ついで上述したように, オリジナル・データよりも解像力の向上は望めないが, matched filtering による解像力の低下をオリジナル・データ程度まで復元させるため, 同じレスポンス・マトリックスを用いて2回程度の逐次近似の実施が適当と考え, 臨床例はこれに従って実施した。

臨床成績において, Fig. 8 および Fig. 9 に示されるように, シンチスキャナ系による場合がシンチカメラ系による場合よりも甲状腺内の RI 分布をより微細に描写する画像が得られた。しかしながら RI イメージのデータ収集において, シンチカメラ系による場合が簡便で, 時間も5—10分以内であるのに比して, シンチスキャナ系による場合は20cm/min. のスキャン速度では30分間程度を必要とする。勿論スキャン速度は速くし得るが, その場合は計数値は減少し, 処理後の画像が粗悪になることが考えられる。従ってルーチン検査用としてはシンチカメラ系による方がより適当と考えられた。

以上の諸検討において, 各検出系により処理後の画像は相違していて, 処理後の画像はイメージ装置の特性に大いに依存している。これはオリジナル・データに雑音の含まれること, 検出系の特性が正確に表現し得られないこと, および近似計算によることなどに基因することが考えられる。今後, 更にコリメータの改良およびデータ処理法として, 深さの方向の補正, pin hole では周辺部の拡大率の相違などを考慮して検討されなければならない。また本研究による成績は大型電子計算機の使用によるものであり, 経済性を考慮した場合, 小型計算機による処理が必要である。また RI イメージのコンピュータ処理は安河内ら⁷⁾の報告しているように自動診断に通じるパターン認

識への発展が考えられる。今後これらの問題について検索の予定である。

V. 総括ならびに結論

シンチカメラおよびシンチスキャナを用いて, ¹³¹I を含む甲状腺ファントム および ¹³¹I 投与後の甲状腺患者の甲状腺から, RI イメージをデジタルに得て, 1600 word memory を介して磁気テープに収録し, 京大大型計算機センターの FACOM 230—60 を用いて, コンピュータ・シンチグラフィの検討を行なつて, 次の結果を得た。

1. コンピュータ処理は計数値の統計的変動による雑音を減少させるために smoothing または matched filtering を行ない, ついでコリメータの特性による像の“ぼけ”の補正のために, 点線源より得られたコリメータのレスポンス・マトリックスを用いて, 逐次近似法による image restoration を行なつた。

2. シンチカメラによる場合は pin hole 型コリメータを用いて3行×3列の9点平均法による smoothing を行ない, ついで7行×7列のレスポンス・マトリックスを用いて逐次近似を行なつて, すぐれた画像が得られた。1000 hole コリメータを用いた場合は甲状腺部の matrix unit が少ないので, 画像は狭小であつた。

3. シンチスキャナによる場合は 61 hole コリメータの方が 37 hole コリメータによるよりも分解能がすぐれており, 主として 61 hole コリメータによる収集データについて検討した。ファントム実験においては, 9点平均法による smoothing では計数値の低いことから逐次近似によつて像の乱れが著明になり, 15点平均法および35点荷重平均法による smoothing では平滑化が良好で, 逐次近似による像の復元に効果が認められた。しかしながら臨床例では15点平均法および35点荷重平均法では計数値の低いために逐次近似により像の乱れが著明となり, 15行×9列の matched filtering および逐次近似によつて, すぐれた画像が得られた。

4. 61 hole を用いたシンチスキャナによる場合の画像はシンチカメラによる場合よりも甲状腺

内のより微細にR I分布像が描写された。しかしながらシンチカメラによる場合のR Iイメージのデータ収集が簡便で、時間も短かく、ルーチン検査用としてはシンチカメラによる場合がより適当と考えられた。

文 献

- 1) Brown, D.W.: J. Nucl. Med., 5 (1964), 802.
- 2) Iinuma, T.A. et al.: Medical Radioisotope Scintigraphy, I. p. 715, IAEA, 1969.
- 3) MacIntyre, W.J. and Christie, J.H.: Medical Radioisotope Scintigraphy, I. p. 771, IAEA, 1969.
- 4) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Kida, S.: J. Nucl. Med., 9 (1968), 507.
- 5) Tauxe, W.N., et al.: J. Nucl. Med., 7 (1966), 647.
- 6) 鳥塚莞爾他：日医放会誌, 31 (1971), 119.
- 7) 安河内浩, 他：第30回日本医学放射線学会総会にて発表 (昭和46年4月, 東京),