



Title	Scinticamera による RI Image の Computer Processing 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(2), p. 119-132
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19133
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

Scinticamera による RI Image の Computer Processing 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

森田陸司, 高坂唯子

京都大学医学部第1外科

鈴木 徹

(昭和46年1月19日受付)

Studies on the Digital Computer Processing of the Radioisotope
Image through the Scinticamera.

Kanji Torizuka*, Ken Hamamoto*, Takao Mukai*, Rikushi Morita*,
Tadako Kousaka*, and Takashi Suzuki**

The Central Clinical Radioisotope Division* and the Department of Surgery**,
Kyoto University School of Medicine, Kyoto, Japan

The present report deals with the results in digital computer which processes the data obtained with scinticamera.

Scinticamera (Pho/Gamma III, Nuclear Chicago) with 3 types of collimator (4000 holes, 1000 holes and pin hole) was used. The positioned pulses from the scinticamera were accumulated with 1600 word memory through dual A-D converters and then transferred to a computer compatible magnetic tape recorder (TM-7, TOAMCO). The tapes were fed into a FACOM 230-60 computer in the Data Processing Center, Kyoto University, for processing.

First, data defined by a 40×40 matrix were averaged in order to reduce the random fluctuation (smoothing). The effect of computer averaging was examined in the various configurations such as five element cross array, block array of 9, 25 and 49 elements with and without weighting factors. It was found that nine-element averaging was appropriate for our present system.

Next, to extract true information from the averaged data, which were blurred because of the lack of resolution of the detecting system, iterative approximations were done, according to Iinuma's method. The observed image is expressed by the convolution of true radioisotope distribution with resolving power of the system. Utilizing a point or line source with ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$, a system response function was derived in air for each collimator used. From the results of phantom experiments, a resolving power matrix was chosen to be $7 \times 7 = 49$ or $9 \times 9 = 81$ elemental images at the central part of the matrix. The iterative approximation was terminated one or two times, to eliminate the noise in further calculations.

Finally, the computer seeks the point of maximum intensity on the matrix and divides this value into 20 levels. The radioisotope image was printed out in a 120×80 array, assigned by codes, symboles and

letters.

Computer scintigrams of thyroid gland with ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$, lung with ^{131}I -MAA and liver with ^{198}Au -colloid were made. And also, liver scintiphotography with ^{67}Ga -citrate was performed on 20 patients with liver tumor. The positive scintiphotograms were obtained in 10 cases. In the same position after the ^{67}Ga scintiphotography, ^{198}Au -colloid was injected. The subtraction scintigram was obtained by subtracting ^{198}Au -colloid activity from ^{67}Ga activity in each matrix which was fed into the magnetic tape. In 4 out of 5 cases with negative ^{67}Ga scintiphotography, the foci were revealed on the subtraction scintigram distinctly.

The above-mentioned procedures were considered to be effective for our various clinical studies. The area of an elemental image in this detector system is approximately $0.65 \times 0.65 \text{ cm}^2$. This seems to be rather large to obtain all useful information. We intend to process radioisotope images from the smaller area obtained with a scintiscanner.

I. 緒 言

1952年, Bauer ら¹⁾により ^{131}I を用いて scintiscanner による甲状腺 scintigram が作成され, 以後漸次各種臓器の scintigram が作成されるようになり, さらに最近では scinticamera が漸次普及して, 臓器 scintigraphy は routine 検査として広く行なわれるようになってきている. 臓器 scintigraphy の目的は臓器の形状, 大きさ, 位置および臓器内の RI 分布状態を視覚的に得て, 診断に資することにある. したがって臓器内の微小な RI 分布を詳細に描出させるために解像力の向上が必要であり, 従来 contrast による contrast の増強, photoscan の作成, さらに Bender ら²⁾の closed-circuit television, 寛³⁾の color scanning が行なわれて来た. しかしながら, これらの処理は contrast の増強にはある程度有用であるが, 検出器からの出力のうち, 一部の情報を失ない, また情報は analog の形であらわされて, 補正や数学的な処理がなし得ないなどの欠陥を有する. そこで scintiscanner または scinticamera からの出力を digital 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来ている³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾¹⁹⁾.

著者らは scinticamera からの位置信号を digital 量として得て, scinticamera による RI image の digital 処理の基礎的および臨床的な検討を行なったので, その成績を報告する.

II. 実験方法および実験材料

1. RI image の computer processing system

Fig. 1 は著者らの診療部において使用し得る RI image の processing system の block 図を示す.

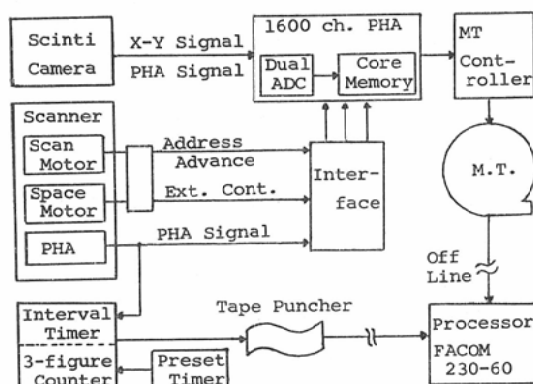


Fig. 1. Block diagram of RI data processing in our division

このうち本論文にて述べるのは scinticamera (Pho/Gamma III, 米国 Nuclear Chicago 社製) からの位置信号を 2 台の AD converter (Model 22-03, 米国 Nuclear Chicago 社製) によつて digital 化し, 40×40 の matrix として 1,600 word memory (Model 24-3, 米国 Nuclear Chicago 社製) に収集し, 之を 7-track digitizing magnetic tape recorder (以下 MT とする. TM-7, 東芝アンペックス社製) に収集して, 京大計算機センターの FACOM 230-60 にて batch 処理した成績であ

る。本 processing system は 1 word 36 bits, user's core は大容量磁心記憶装置 (LCM) をふくめて 188K words であり、外部記憶装置である disk puck に数種の subprogram を登録しておいて、随時 call して、data 処理を行なった。

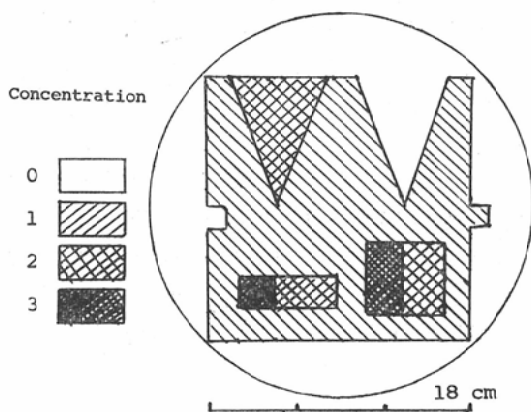
2. 基礎的検討

(1) collimator の response matrix の作成

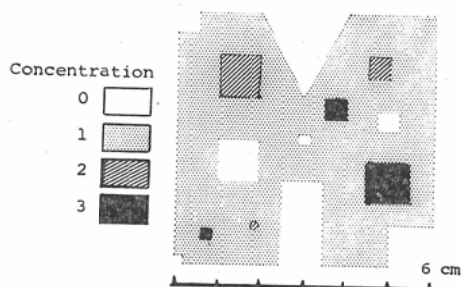
1000 hole collimator, 4000 hole collimator および pin hole 型 collimator について、 ^{131}I , ^{198}Au -colloid, $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ および ^{67}Ga -citrate などの点線源を用いて、空气中で collimator 面よりの種々の距離における感度特性を測定し、その中心部の R I 活性の 10% までの R I 活性を有する 7 行 7 列または 9 行 9 列の response matrix を作成した。

(2) phantom より digital data の収集

Fig. 2 (1) に示すような 2 倍或いは 3 倍の ^{131}I



(1) Agar phantom with ^{131}I



(2) Paper phantom with ^{131}I

Fig. 2. Diagrams of phantoms

を含有する部を含む寒天 phantom を作成し、1000 hole collimator を用いて、364KeV の photopeak で window 巾を 25% に設定して $2 \times 10^4 \sim 3 \times 10^5$ counts を収集して、MT に収録した。また、Fig. 2 (2) に示すような種々の大きさの 2 倍、3 倍の ^{131}I を含有する部、cold な部よりなる甲状腺用の紙 phantom を作成し、pin hole 型 collimator を用いて、collimator より 6 cm の距離で 5×10^5 counts を収集して MT に収録した。

(3) computer processing について

a) smoothing の検討

測定器の感度の低いために生じる計数値の統計的変動を減少させるために種々の smoothing 法について検討した。すなわち Fig. 3 (1), (2) に示す如く (i, j) 区画の計測値 $r(i, j)$ に対して、そ

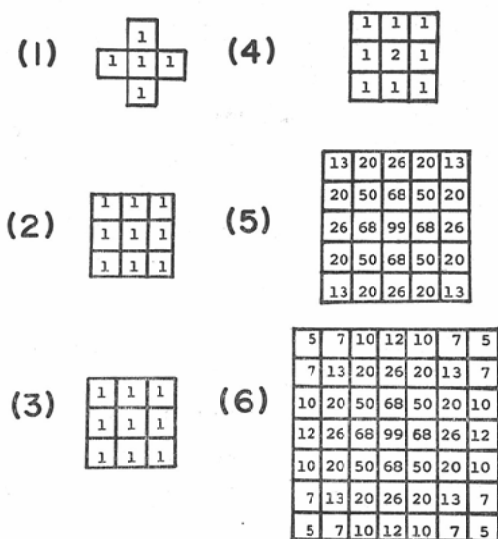


Fig. 3. Various configurations of combining elements for computer smoothing. Numbers within the squares represent weighting factors

の周囲の 5 点或いは 9 点の計数値の平均値でおきかえる方法、Fig. 3 (3) に示す如く 9 点の計数値の平均値および標準偏差を計算して、その中心区画の計数値 $r(i, j)$ が平均値 $\pm$ 標準偏差以内にあれば、そのままの値を、以外であれば平均値におきかえる方法、Fig. 3 (4) に示す如く中心区画の計数値 $r(i, j)$ に 2 倍の荷重をかけた 9 点の平均

値を中心区画の値とする方法および Fig. 3 (5), (6)に示す如く25点或いは49点について中心区画とその周辺の区画に対して、測定器の collimator の空間 response に対応する荷重をかけて平均する方法 (matched filtering) を行なつた。Fig. 3 (5), (6)の各区画の荷重は後述する ^{131}I 点線源、1000 hole collimator で collimator 面より5 cmの距離における collimator の response matrix の成績を用いた。

b) collimator の response matrix を用い逐次近似法 (iterative approximation) による image enhancement の検討

飯沼ら⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾に従つて行なつた。すなわち (i, j) 区画における R I 線源の強さを $f(i, j)$ とし、collimator の response matrix を $s(k, l)$ とすれば、(i, j) 区画の R I 計数値 $r(i, j)$ は、

$$r(i, j) = \sum_k \sum_l s(k, l) \cdot f(i+k, j+l) \quad (1)$$

となる。すなわち (i, j) 区画に存在する R I の強さ $f(i, j)$ に対して $r(i, j)$ が得られることになり、真値 $f(i, j)$ は $s(k, l)$ の特性によつてぼかされることになる。したがつて $s(k, l)$ の特性がわかつておれば、(1)式から計測値 $r(i, j)$ を用いて真値 $f(i, j)$ を求めることができるはずである。

逐次近似法は次の式を用いて計算を進める。

$$r^n(i, j) = r^{n-1}(i, j) + [r^0(i, j) - \sum_k \sum_l s(k, l) \cdot r^{n-1}(i+k, j+l)] \quad (2)$$

$$\text{ここに } r^0(i, j) = r(i, j) \quad (3)$$

近似は (2)式の右辺の括弧内の値すなわち近似誤差が $r(i, j)$ の統計誤差以内になるまで継続する。本研究に用いた system では近似誤差が 1,600 以内になるまで継続することになる。

なお使用した collimator の response matrix は症例毎に collimator の種類、核種、collimator との距離により、それに適合したものを用いた。

c) analog 図形としての描出

以上の各処理毎に随時、得られた scan matrix の上で最大値を見出し、20等分して、異つた記号で横軸は間に1点を、縦軸には2点を内挿により求めて、 80×120 の配列で、high speed line pri-

nter による character display を行なつた。また随時、任意の断面の profile curve を line printer で描出させた。

なお1例の全過程の C P U 時間は約20数秒間であつた。

3. 臨床的検討

各種甲状腺疾患患者に ^{131}I 50 μCi 経口投与24時間後または $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ 1mCi 静注投与30分後に pin hole 型 collimator を用い、collimator 面より甲状腺の表面までの距離を4—5 cmとして、 $5 \times 10^3 \sim 5 \times 10^4$ counts を 1,600 word memory に収集して、MTに収録した。

健常人および肺気腫の症例に ^{131}I -MAA 100 μCi 静注投与後、または健常人および各種肝疾患患者に ^{198}Au -colloid 100 μCi 静注投与後、1,000hole collimator を用いて、肺臓または肝臓部を照準して、 $5 \times 10^4 \sim 1 \times 10^5$ counts を 1,600 word memory に収集して、MTに収録した。

sarcoidosis の症例に ^{67}Ga -citrate 1.5mCi の静注投与72時間後、肺臓部を照準して 1×10^5 counts を 1,600 word memory に収集して、MTに収録した。

肝癌の症例に ^{67}Ga -citrate 1.5—2.0mCi の静注投与72時間後に 1,000 hole collimator を用い、肝臓部を照準して 1×10^5 counts を MT に収録し、ついで患者を同じ位置に保たせて、 ^{198}Au -colloid 100 μCi 或いは ^{131}I -BSP 150 μCi を静注投与して、同じく 1×10^5 counts を MT に収録した。

以上により MT に収録した data は上記の smoothing, 逐次近似法による image enhancement を行なつた後、high speed line printer にて computer scintigram を描出させた。また ^{67}Ga -citrate および ^{198}Au -colloid 或いは ^{131}I -BSP を投与した肝癌の症例では ^{67}Ga -citrate— ^{198}Au -colloid (或いは ^{131}I -BSP) subtraction scintigram を作成した。

III. 成績

1. 各種 collimator の response matrix

Fig. 4 は空気中における 1,000 hole collimator による ^{131}I 点線源、4,000 hole collimator によ

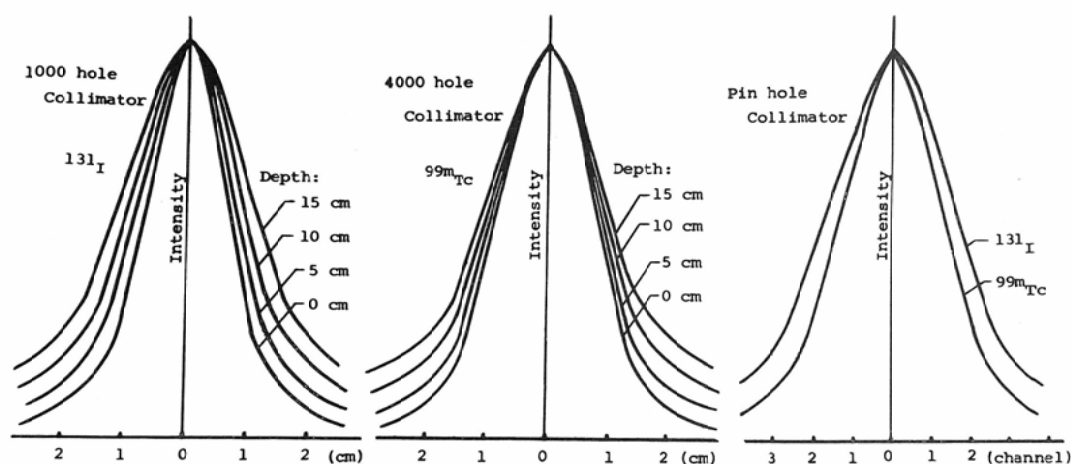


Fig. 4. Point spread functions of various collimators

る $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 点線源の 0, 5, 10, 15 cm の距離における point spread function および pin hole 型 collimator による collimator の中心線の距離 4 cm における ^{131}I および $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 点線源の point spread function を示す。1,000 hole collimator および 4,000 hole collimator の場合、距離の離れるにつれて半値巾が大きくなっており、pin hole collimator では ^{131}I による場合が $^{99m}\text{TcO}_4^-$ による場合よりも半値巾が大きくなっている。

これらの成績より中心部の計数値の 10% までの計数値を有する 7 行 7 列または 9 行 9 列の response matrix を作成し、症例毎に適合したものをを用いて image enhancement を行なった。

2. phantom による RI image の smoothing および逐次近似法による image enhancement の検討成績

Fig. 5 は Fig. 2 (1) に示した ^{131}I -寒天 phantom の scintiphot, 3×10^5 counts を収集した original, 9 点平均法による smoothing 後および collimator の response matrix を用いて逐次近似を 1 回, 2 回および 5 回行なった、それぞれの画像を示す。また Fig. 6 は中心区画に 2 倍の荷重をかけた 9 点平均法による smoothing を行ない、ついで逐次近似を 5 回行なつて、そのそれぞれの phantom 上に画いた線 A—B における profile

curve を line printer で描出させた成績を示す。何れも original では計数値の統計的変動による雑音が目立ち、smoothing 後にはその雑音が消失して平滑化されている。そして逐次近似によつて画像の復元の効果は明らかに認められるが、近似の回数を重ねるにつれて再び雑音が目立つようになっている。

Fig. 7 は 3×10^5 , 1×10^5 および 2×10^4 counts を収集し、種々の smoothing を行なつた後の逐次近似法による収束速度を比較したものである。両対数グラフの横軸に逐次近似の回数、縦軸に各近似毎の近似誤差を示しているが、収集した計数値の多い程、第 1 回近似による誤差が大きく、また収束速度は original data を尊重している smoothing ほどおそく、49 点の matched filtering によるものが最も早くなつており、収束判定値 (epsilon) を 40×40 の 1,600 とすると、普通 1 ~ 2 回の近似で、それ以下になつている。

Fig. 8 は ^{131}I -寒天 phantom から 3×10^5 counts を収集した RI image を、上段は、(1) 5 点平均法、(2) 9 点平均法、(3) 中心区画の計数値がその周囲の 9 点の計数値の平均値 ± 標準偏差以内であれば、そのままの値を、それ以上あるいは以下の場合には平均値におきかえる方法、(4) 中心区画に 2 倍の荷重をかけた 9 点平均法およ

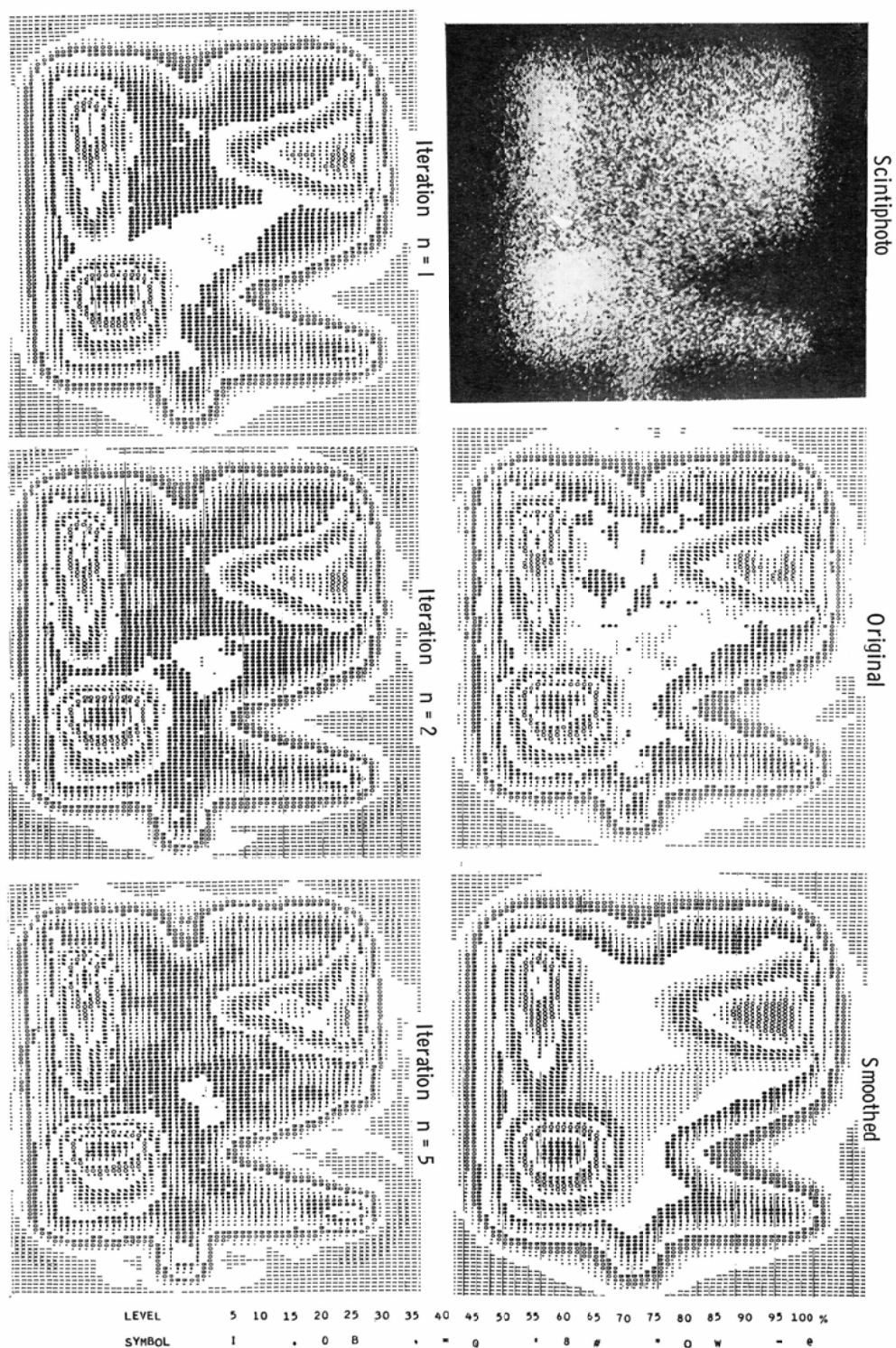


Fig. 5. Scintiphoto and computer scintigram of agar phantom

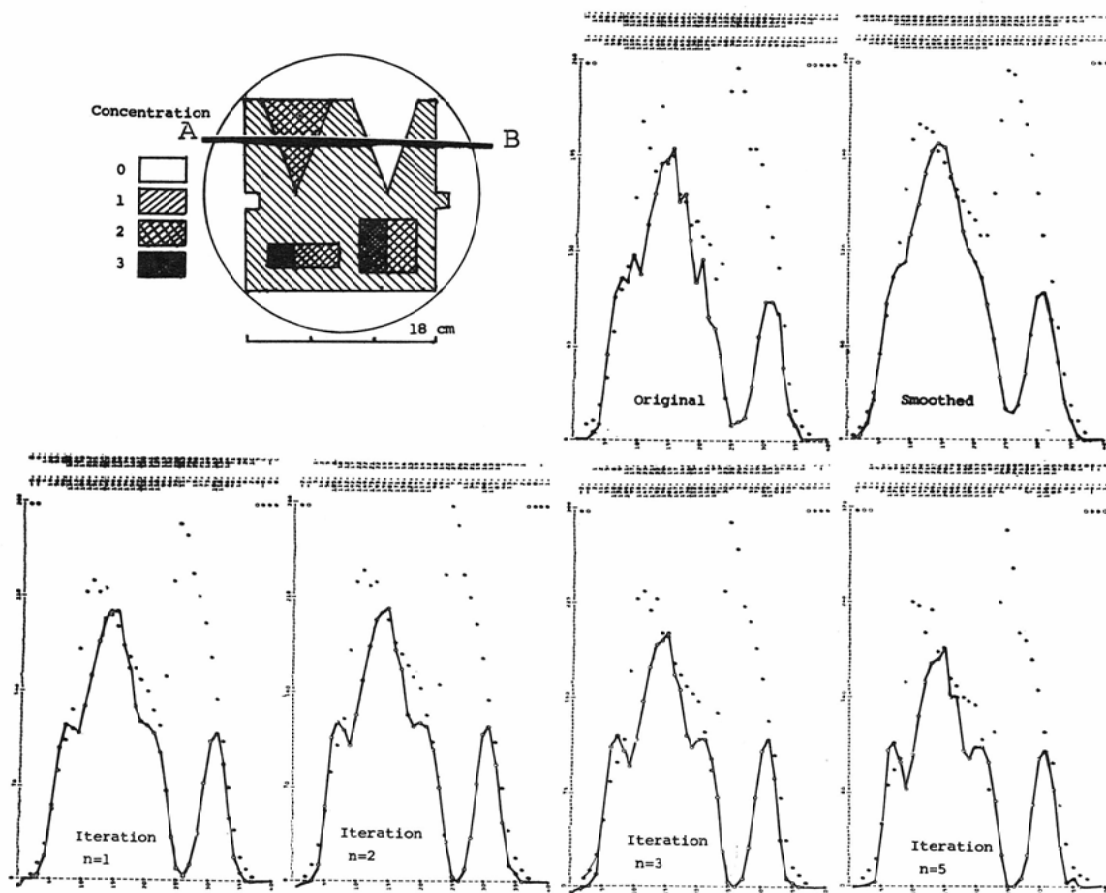


Fig. 6. Profile curves obtained at line marked (A-B) on agar phantom

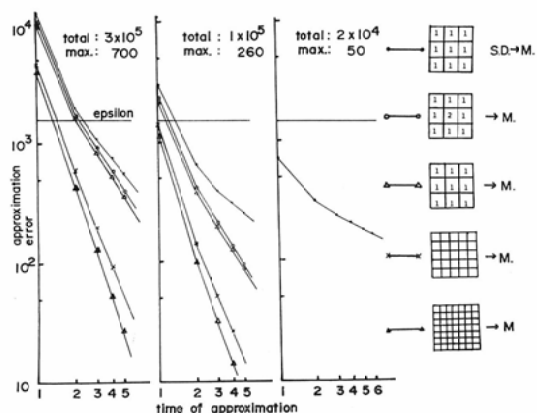


Fig. 7. Relation between times of approximation and approximation error in various smoothings.

び、(5) 25点の matched filtering, (6) 49点の matched filtering などの smoothing 後の画像を示し、下段はそれぞれの逐次近似を2回行なつた画像を示す。5点平均法では近似後に雑音が目立っており、smoothing が不十分であることが考えられ、(2)の9点平均法が最もよく近似の効果があらわれており、(3)の9点の平均値±標準偏差法および、(4)の中心区画に2倍の荷重をかける9点平均法では近似後雑音が目立ち、(5)の25点 matched filtering (6)の49点 matched filtering では平滑化され過ぎて、2回の近似では余り効果がみられていない。

Fig. 9は ^{131}I を含有する甲状腺用の紙 phantom の pin hole 型 collimator による scintipho, $5 \times$

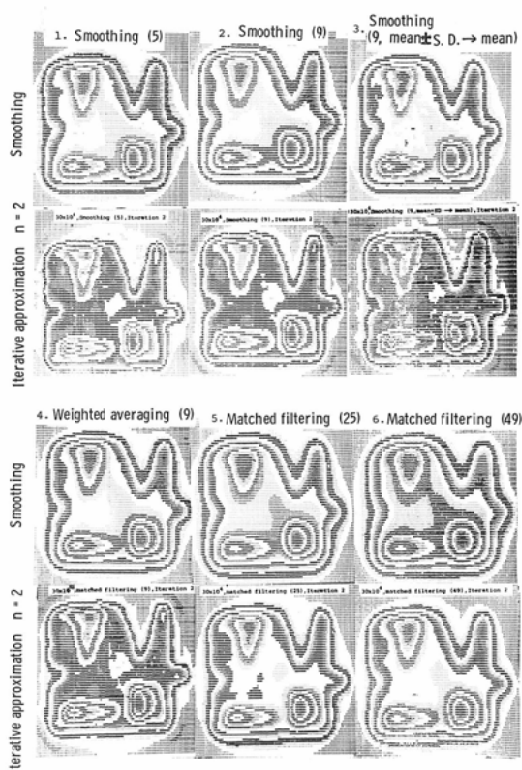


Fig. 8. Computer scintigrams of agar phantom in various procedures

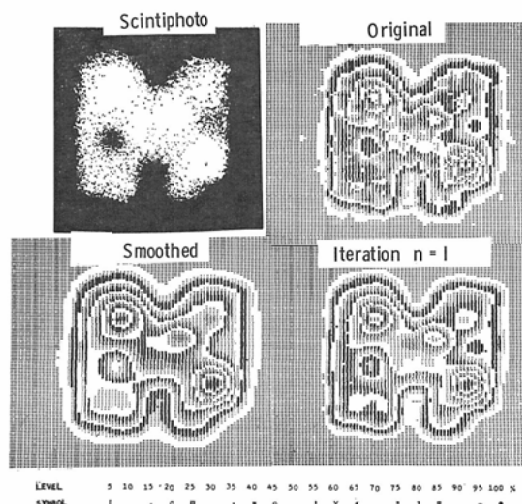


Fig. 9. Scintiphoto and computer scintigrams of paper phantom

10^4 counts を収集した original, 9点平均法による smoothing および 1 回の近似を行なった画像を

示す。近似後の画像では中心部の 2×2 mm の cold な部分は出ていないが、他の部分はよく描出されている。

以上の諸成績より、computer processing は 9 点平均法による smoothing を行ない、ついで逐次近似の 1～2 回の実施が最も適当と考えられ、臨床的検討はこれに従って実施した。

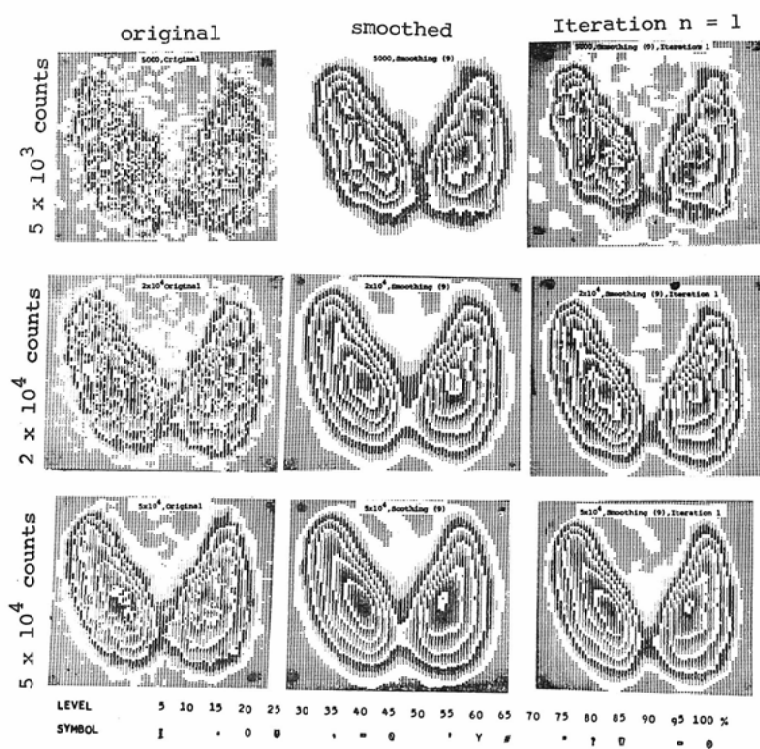
3. 臨床検討の成績

Fig.10 (1)は甲状腺機能亢進症の ^{131}I 投与後、 5×10^8 , 2×10^4 および 5×10^4 counts の R I 量を収集した original, smoothing および collimator の response matrix を用いて逐次近似を 1 回行なった画像を示す。 5×10^8 counts の場合はその最大の計数値は 26 counts に過ぎないが、smoothing および近似を行なうと、きれいな画像になっている。しかしながら 5×10^4 counts を収集した場合が最もすぐれた画像になっていて、本成績は計数値の多い程、すぐれた画像の得られることを示す。Fig.10 (2)は既往に外科切除、X線照射などの多彩な治療を受けた甲状腺機能亢進症の scintiphoto および computer scintigram を示すが、甲状腺内の R I 分布の乱れが 5% level でよく描出されている。また Fig.10 (3)は $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 投与後の慢性甲状腺炎の成績を示すが、甲状腺内の R I 分布の乱れがよく描出されている。

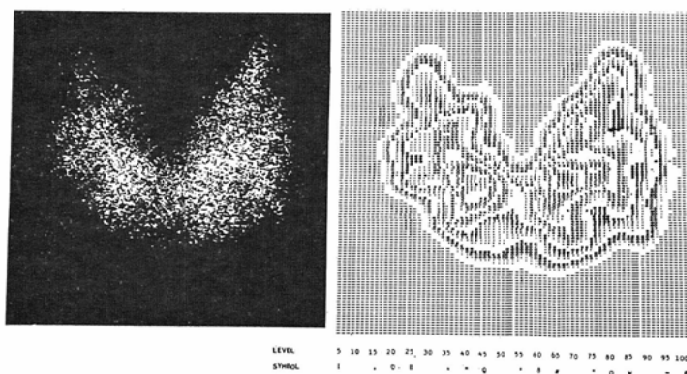
Fig.11 (1)および (2)は健常人および肺気腫の症例の ^{131}I -MAA 投与による肺の scintiphoto および computer scintigram を示すが、肺気腫では肺野の R I 分布異常がよく描写されている。

Fig. 12は sarcoidosis の症例の ^{67}Ga -citrate 投与後の肺野の scintiphoto および computer scintigram を示すが、左右の肺門部に最高の R I 活性部がみられる。

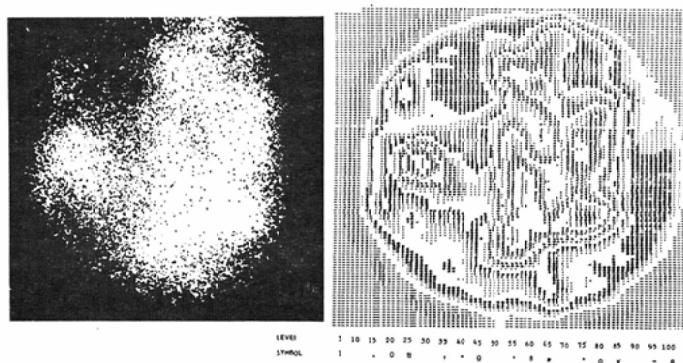
Fig. 13 (1), (2)および (3)はそれぞれ健常人、肝硬変症 および 転移性肝癌の症例に ^{198}Au -colloid 投与後の肝臓部の scintiphoto および computer scintigram を示す。健常人では肝右葉部に最大の計数値部があつて、等計数値曲線がなめらかに肝右葉から左葉に移行しているが、肝硬変症の computer scintigram では scintiphoto に比し



(1) Hyperthyroidism with ¹³¹I

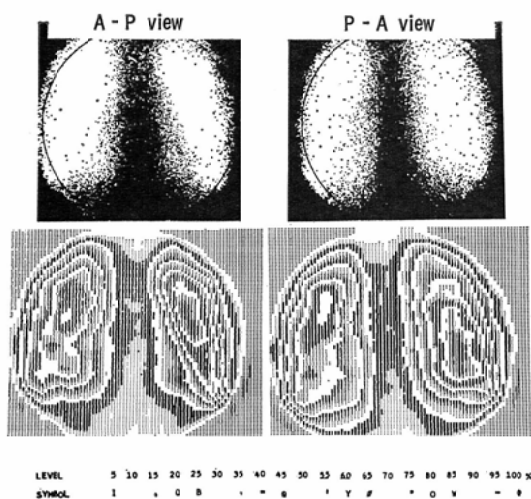


(2) Hyperthyroidism with ¹³¹I

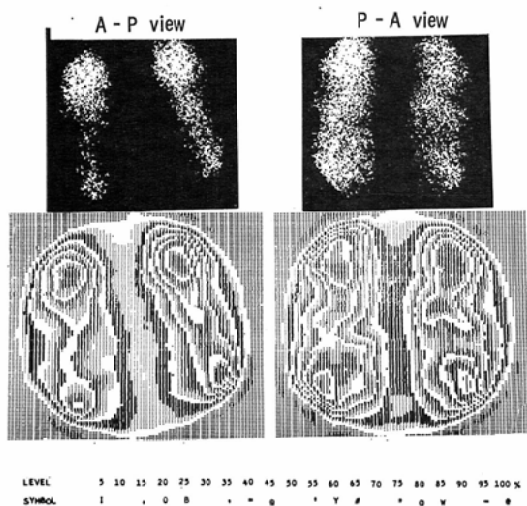


(3) Chronic thyroiditis with ^{99m}TcO₄⁻

Fig. 10. Computer scintigrams of thyroid with ¹³¹I or ^{99m}TcO₄⁻



(1) Healthy subject

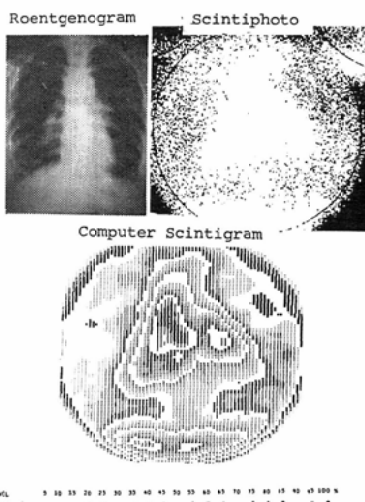


(2) Pulmonary emphysema

Fig. 11. Computer scintigrams of lung with ^{131}I -MAA

て、肝内計数値の不均一な分布および脾、骨髓像が描写されている。転移性肝癌の症例では肝右葉の上部および左右両葉の移行部に低R I摂取部があり(矢印で示す)、scintiphoto ではその病巣は明らかでなく、手術によりこの両部における転移癌が確認された。

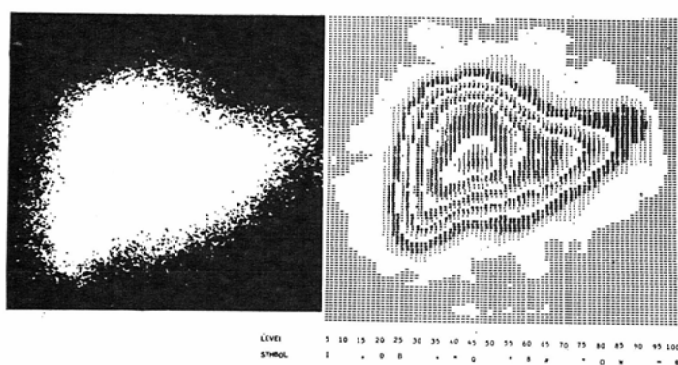
Fig.14 (1), (2)および (3)は 健康人, hepatoma および転移性肝癌の症例の ^{67}Ga -citrate お

Fig. 12. Computer scintigram of sarcoidosis with ^{67}Ga -citrate

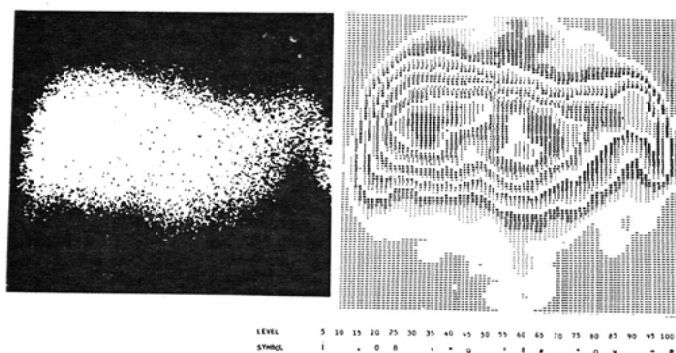
よび ^{198}Au -colloid (または ^{131}I -BSP) 投与による scintiphoto, computer scintigram および ^{67}Ga -citrate— ^{198}Au -colloid(または ^{131}I -BSP) subtraction scintigram を示す。ここに subtraction scintigram では0以上の値を示す部分は陰影として描写されている。健康人の subtraction scintigram では ^{67}Ga -citrate は正常肝にも摂取されるが、 ^{198}Au -colloid の摂取が多くて、肝全体が0以下として描写されている。hepatoma の症例では肝右葉部に高 ^{67}Ga 摂取部位があり、 ^{131}I -BSP 投与時にはその外側に高 ^{131}I -BSP 摂取部 すなわち 健康部があつて、subtraction scintigram では右葉の高 ^{67}Ga 摂取部位に0以上の値を示す部位が描写されている。転移性肝癌の症例では ^{67}Ga -citrate 投与時には矢印の部に高 ^{67}Ga 摂取部位があり、 ^{131}I -BSP 投与時にはその部は低摂取を示し、subtraction scintigram で、その部は0以上の値を示して、手術時、その部位に直径2cmの転移癌が証明された。

IV. 考 案

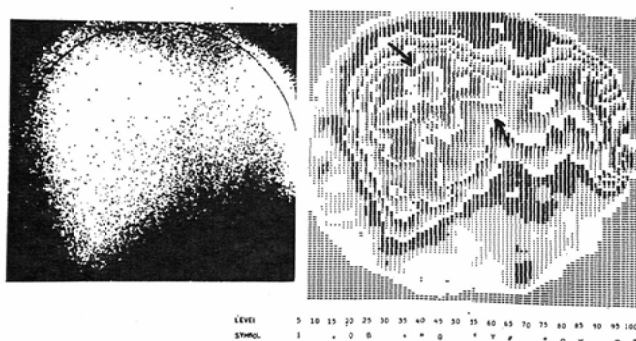
緒言に述べた如く、臓器 scintigraphy の目的は臓器の形状、大きさ、位置および臓器内のR I分布状態を視覚的に得て、診断に資することにあり、殊に臓器内の微小なR I分布を詳細に描き出す



(1) Healthy subject

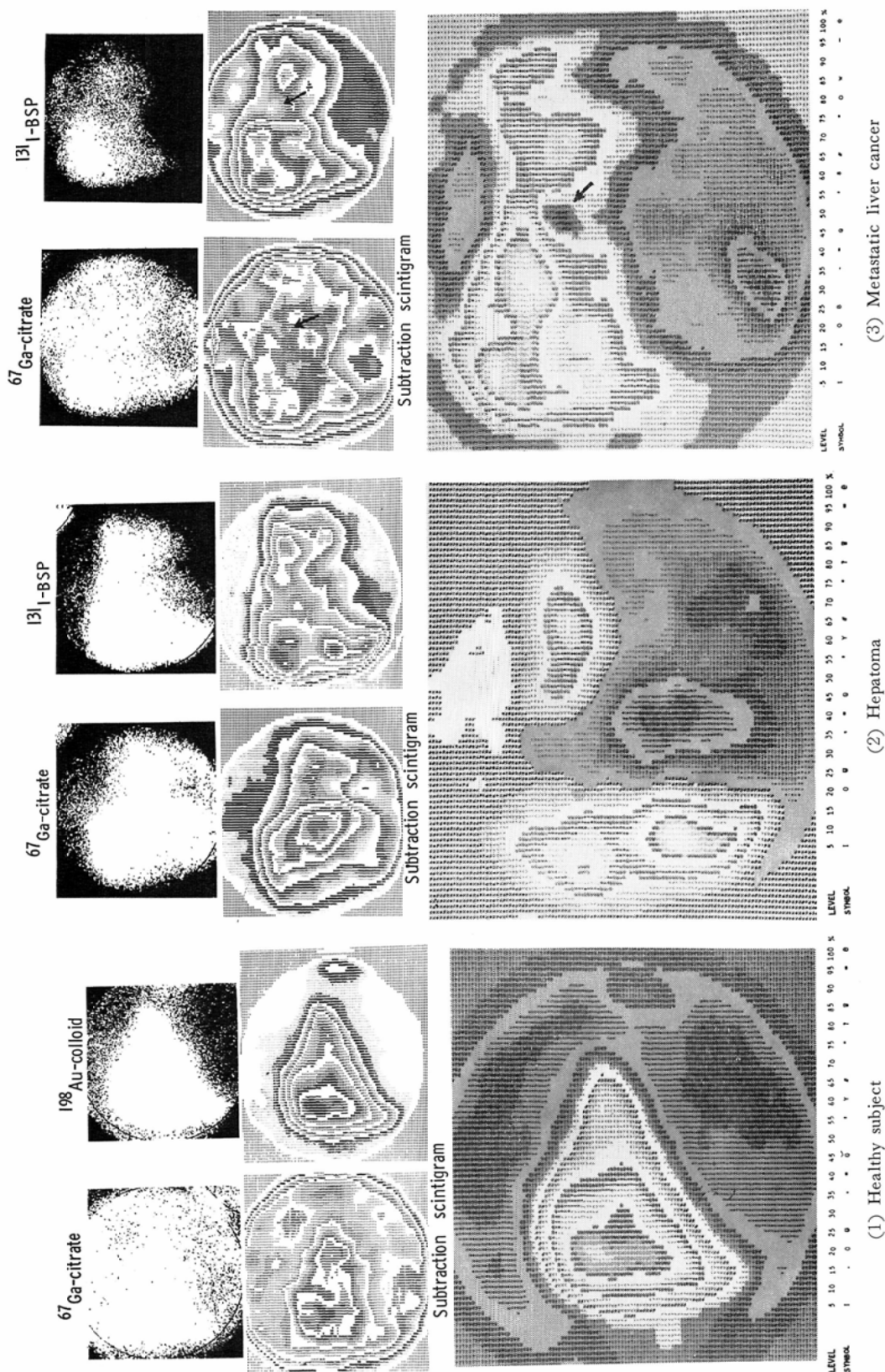


(2) Liver cirrhosis



(3) Metastatic liver cancer

Fig. 13. Computer scintigram of liver with ^{198}Au -colloid

Fig. 14. Computer scintigram of liver with ^{67}Ga -citrate and ^{198}Au -colloid or ^{131}I -BSP

せるために、従来解像力の向上に多くの努力が行われて来た。最近、RI scintigraphy において、すべての情報をRI量として損失なく収集し、その後で電子計算機を用いて種々の補正や数学的处理を行なつて解像力を高めようとする computer scintigraphy に関する研究が世界各国で盛んに行なわれるようになって来ている⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾。

著者らはscinticameraからのRI imageを1,600 word memoryに収集して、MTに収録し、電子計算機による computer scintigraphy の基礎的ならびに臨床的検討を行なつた。computer processing として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 を行ない、ついで collimator の感度特性による像の“ぼけ”の補正のため、飯沼ら⁶⁾⁷⁾¹³⁾¹⁴⁾に準じて collimator の response matrix を用いて逐次近似法による image enhancement を行なつた。

まず¹³¹Iを含むphantomよりRI量を収集して、隣接する5点または9点の平均値をその中心区画の値とする方法、9点の平均値および標準偏差を計算して、中心区画の計数値が平均値±標準偏差をはずれた場合は平均値におきかえる方法、中心区画に2倍の荷重をかけた9点平均法および25点、49点の matched filtering による方法などの smoothing を行ない、ついで7行7列または9行9列の collimator の response matrix を用いて逐次近似法による image enhancement を行なつた。逐次近似の効果は明らかに認められたが、original の data を尊重する5点平均法、9点の平均値±標準偏差法および中心区画に2倍の荷重をかけた9点平均法による smoothing では近似後に雑音が強調され、25点または49点の matched filtering による smoothing では平滑化されすぎて逐次近似の効果は余り発現せず、結論として9点平均法による smoothing および逐次近似1~2回の実施が最も適当と考えられた。

臨床例として¹³¹Iおよび^{99m}TcO₄⁻による甲状腺、¹³¹I-MAAによる肺、¹⁹⁸Au-colloidによる肝の computer scintigram を作成したが、臓器内の

RI分布を5% levelで描写し得られた。また肝癌の症例の⁶⁷Ga-citrate投与後の scintigraphy において、backgroundが高くて癌部の⁶⁷Ga摂取の読影の困難な場合、computer scintigramは病巣部を明瞭に描写し、また¹⁹⁸Au-colloidまたは¹³¹I-BSPの投与による computer scintigramの作成を同時に行なつて両者を比較し、さらに⁶⁷Ga-citrate—¹⁹⁸Au-colloid (または¹³¹I-BSP) subtraction scintigramの作成を行なえば、高⁶⁷Ga-citrate摂取部位をさらに明瞭に描写し得て、小病巣の検出に甚だ有効な手段と考えられた。

ここに¹³¹Iまたは^{99m}TcO₄⁻による甲状腺、¹³¹I-MAAによる肺、¹⁹⁸Au-colloidによる肝の computer scintigramにおいて、これらの computer scintigramを見た上で再び scintiphotoを見ると、その多くは scintiphotoでもある程度忠実にRI分布の濃淡が描写されており、これは本 systemにおける data 収集は scintiphotoの作成と同時に、同じ検出器により行なつたことによることが考えられる。computer scintigramの作成に関するRI収集の微小面積の大きさに関して、飯沼⁷⁾は scintiscannerでは2×3mm平方、Anger cameraでは3×4mm平方が適当と述べている。また飯沼ら⁶⁾⁷⁾¹³⁾は¹³¹I 650μCiを含有する甲状腺 phantomより scintiscannerを用いて1×1mm平方毎のRI量を収集して、smoothingおよび逐次近似法による image enhancementを行なつて、すぐれた画像の得られた成績を報告している。またTauxeら⁵⁾¹⁵⁾¹⁶⁾は臨床例において scintiscannerを用いて scan 100msec 毎のRI量を逐次MTに収録して、matched filteringによる computer processingを行なつて、その臨床上の有用性を報告している。著者らもさらに分解能のすぐれた computer scintigramを作成するため、scintiscannerを用いて scan 1mm 毎のRI量を1,600 word memoryの addressに次々と storeさせ one scan毎にMTに収録して data 収集を行ない、そして経済性をも考慮して、どの程度の微小面積のRI収集を行ない、どの程度の処理を行なえばよいかの検討を実施中である。また本論文に述べた scinticamera系による場

合との比較を行なう予定であるが, scinticamera による場合は高感度のため十分の R I 量を収集し得る長所があり, また例えば ^{67}Ga -citrate 投与後の肝癌の検出において, 同時に ^{198}Au -colloid (または ^{131}I -BSP) 投与による subtraction scintigram の作成は scintiscanner では実施し得ないものである. また scinticamera, 1,600 word memory および MT system を用いて, 各種 R I 投与後の目的臓器の各局所の機能を Z 軸に表示する functional imaging⁸⁾⁽¹²⁾ が行なわれており, 著者らも ^{133}Xe の頸動脈注入後の脳の局所血流量の分布を示す functional image の作成¹⁷⁾ および ^{131}I -BSP 投与後の肝の各局所の ^{131}I -BSP 摂取率, 排泄率の分布を示す functional image の作成¹⁸⁾ を行ない, その臨床上的有用性を認めているが, これらの functional imaging は scinticamera 系においてのみ実施し得るものである.

V. 結 論

臓器 scintigraphy において scinticamera, 1,600 word memory および magnetic tape recorder を用いて, 臓器内の R I 分布を digital に得て, computer scintigraphy の基礎的ならびに臨床的検討を行なつて次の結果を得た.

1. computer processing に関して, ^{131}I を含む phantom より RI image の data 収集を行ない, 計数値の統計的変動による雑音を減少させるための smoothing を行ない, ついで collimator の特性による像の“ぼけ”の補正のために, ^{131}I 点線源より得られた 7 行 7 列または 9 行 9 列の collimator の response matrix を用いて逐次近似法による image enhancement について検討したが, 9 点平均法による smoothing および 1~2 回の逐次近似による処理が適当と考えられた.

2. ^{131}I および $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ による甲状腺, ^{131}I -MAA による肺, ^{198}Au -colloid による肝の computer scintigram を作成したが, 臓器内の R I 分布が 5 % level で描写されて有用であつた. しかしながら本 system では $6.5 \times 6.5\text{mm}$ 平方区画の R I 量の収集にとどまるため, さらに小病巣の検出にはさらに微小区画の R I 量の収集が必要と考えられ

た.

3. 肝癌の ^{67}Ga -citrate 投与後の scintigraphy において, background が高くて scintiphoto における病巣の読影の困難な場合には computer scintigram の作成は有効であり, また ^{198}Au -colloid または ^{131}I -BSP を投与して, 両者を比較し, さらに ^{67}Ga -citrate— ^{198}Au -colloid (または ^{131}I -BSP) subtraction scintigram を作成すれば, 小病巣を検出し得て, 臨床上甚だ有用と考えられた.

文 献

- 1) Bauer, F., et al.: J. Lab. Clin. Med., 39 (1952), 153.
- 2) Bender, M.A. and Blau, M.: J. Nucl. Med., 5 (1960), 21.
- 3) Brown, D.W.: J. Nucl. Med., 5 (1964), 802.
- 4) Brown, D.W.: J. Nucl. Med., 7 (1966), 740.
- 5) Chaapel, D.W., Sprau, A.C. and Tauxe, W. N.: Int. J. Appl. Rad. Isotopes, 18 (1967), 723.
- 6) Iinuma, T., et al.: Medical Radioisotope Scintigraphy, I, p. 715, IAEA, 1969.
- 7) 飯沼 武: 医用電子と生体工学, 7 (1969), 269.
- 8) Kaihara, S., et al.: Radiology, 93 (1969), 1345.
- 9) Kakehi, H., et al.: Progress in Medical Radioisotope Scanning: Proceedings of a Symposium, p. 111, Oak Ridge Institute of Nuclear Medicine, 1962.
- 10) Kuhl, D.E. and Edwards, R.Q.: Medical Radioisotope Scintigraphy, I, p. 703, IAEA, 1969.
- 11) MacIntyre, W.J. and Christie, J.H.: Medical Radioisotope Scintigraphy, I, p. 771, IAEA, 1969.
- 12) MacIntyre, W.J. and InKley, S.R.: J. Nucl. Med., 10 (1969), 355.
- 13) Nagai, T., Iinuma, T.K. and Kida, S.: J. Nucl. Med., 9 (1968), 507.
- 14) Nagai, T. and Iinuma, T.: J. Nucl. Med., 9 (1968), 202.
- 15) Tauxe, W.N., et al.: J. Nucl. Med., 7 (1966), 647.
- 16) Tauxe, W.N.: JAMA, 205 (1968), 283.
- 17) 鳥塚莞爾, 森田陸司: 核医学, 7 (1970), 142.
- 18) 鳥塚莞爾, 浜本 研, 向井孝夫: 第10回日本核医学会総会にて発表 (1970年10月, 金沢).
- 19) Wilensky, S., et al.: Medical Radioisotope Scintigraphy, I, p. 715, IAEA, 1969.