The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	電子計算機によるRIイメージ処理に関する研究 第1編 シンチグラムの画像処理に関する研究
Author(s)	向井, 孝夫
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1975, 35(10), p. 868-882
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20357
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

電子計算機による RI イメージ処理に関する研究

第1編　シンチグラムの画像処理に関する研究

京都大学医学部放射線部（部長：鳥塚莞爾教授）
向　井　孝　夫

（昭和50年3月29日受付）
（昭和50年5月19日最終原稿受付）

Studies on the Computer Processing of the Radioisotope Images

Part 1. Studies on the Image Processing in Scintigraphy

By

Takao Mukai

The Clinical Radioisotope Division, Kyoto University School of Medicine, Kyoto
(Director: Prof. Kanji Torizuka)

Research Code No.: 208

Key Words: Computer image processing, Resolution, Fourier transform, Digital filter

In order to improve the quality of the radioisotope (RI) images, several trials of the mathematical data processing of the RI images obtained from a scintiscanner ($3''\phi\times2$, Shimadzu) and a scinticamera (Pho/Gamma III, Nuclear Chicago) and their clinical application were attempted.

A data aquisition and processing system consisted of a dual AD converter, 1600 word memory, 7 track digital magnetic tape recorder (TM-7, TOAMCO) and a computer (FACOM 230–60).

Images from scinticamera were divided into 40×40 matrix and the counts in each element were transferred onto the TM-7. Pulses from a scanning area of 1 mm length obtained during scanning of the scintiscanner were stored in each channel of the 1600 word memory successively. After scanning of each one line, the data were transferred onto the TM-7.

Present data processing involves followings; data smoothing in order to reduce the statistical fluctuation of the data, image enhancement to improve spatial resolution, correction for spatial distortion of the images and graded image display.

From the clinical application of a smoothing technique, the best image was obtained by the matched filtering, which was a spatial filter using the weighting factors identical to the point spread function of the detecting system.

Both iterative approximation (IA) method and Fourier transform (FT) method were tried to improve the spatial resolution of the image and they were compared. The IA method was superior to the latter in the stability of the reconstructed images. The images treated with the FT method were greatly

influenced by the characteristics of filter used. However, this method had a advantage that both the smoothing and image enhancement could be performed simultaneously by choosing an appropriate filter.

Correction of the field non-uniformity of the scinticamera was performed by multiplying the counts in each element by the correction coefficients obtained from the flat field phantom studies. When the short half-lived nuclides were used, images obtained with scintiscanner might be affected by the decay of the nuclide. However, the true distribution of the radioactivity could be reproduced by correcting the image by a decay factor matched with scan speed.

All images were displayed by means of the 20 different characters according to the count level in each element, arraying 120×80 for the image from the scinticamera and approximately 100×60 for the scintiscanner, respectively.

It was concluded that the computer processing of RI images was clinically useful by significantly improving the details of scan display. However, there still leave some problems to be resolved in treating random noise contained in the RI image and in establishing more accurate characteristics of the detector system.

I 緒　言

放射線同位元素(ＲＩ)標識物質の臓器内分布，いわゆるＲＩイメージのディジタル処理は米国を中心に始められ，本邦においても電子計算機の普及と共に盛んに行われるようになつている．即ち，シンチスキャナ，シンチカメラ等のＲＩイメージ装置の特性，被写体臓器や使用核種の性質と考慮した適当なデーター補正[14)18)20)24)31)]その他の数学的な処理を行つてＲＩイメージの解像力を向上させようとする研究が行われている[4)9)12)25)34)]．またこれらの処理はディジタルイメージのファイリング，種々の計測，演算また統計処理などの自動診断につながる，いわゆるパターン認識ＲＩへの発展が期待できる．著者らは数年前よりシンチスキャナ，シンチカメラからのＲＩイメージの計算機処理法の検索を行つて，既にスムージング，ぼけ修正および臨床的応用について報告してきた[8)15)28)29)30)]が，本稿では種々のフィルタによるイメージ処理を含めた基礎的検討について述べる．

II 実験装置および方法

1. データの収集装置

Fig. 1にデータ収集システムのブロック図を示す．シンチカメラ（Pho/Gamma Ⅲ，Nuclear Chicago 社）からのデータ収集はシンチカメラのＣ

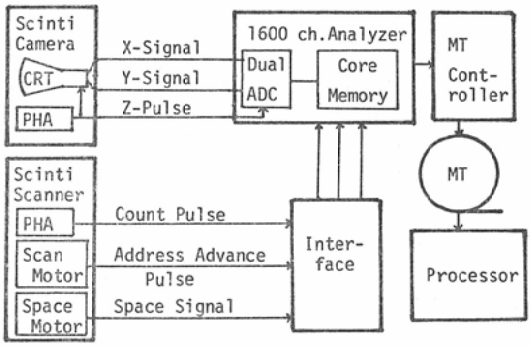

Fig. 1. Block diagram of data acquisition and processing system.

ＲＴの位置信号のＸＹパルスと入射光子のエネルギーを弁別する波高分析器の出力信号であるＺパルスを取り出し，２台のＡＤ変換器を用いて位置位号のディジタル化と行う．即ち，Ｚパルスでゲートを制御しＸ，Ｙ信号の波高値を分析して得たＸＹ座標を40×40のマトリクスに配列された1600ワードメモリの各配列要素に対応させ，それぞれの番地に計数値を蓄積させる．この際，ＸＹ信号のゲインを換えることによりイメージサイズが調節でき画素の１辺の長さは約$^1/_2$にまでなる．計測後，磁気テープコントローラを介してメモリの内容をクトラックの磁気テープ記憶装置（TM7-TOAMCO 社：以下ＭＴという）に転送収録し，

1レコードとする．この場合，各座標の値は1から1600番地まで順次転送されるので番地（位置）情報は実質上，ディジタル量として得られているため記録する必要はない．なお使用したコリメータはピンホール型，1000孔平行型および4000孔平行型である．

シンチスキャナ（SCC—130W，島津製作所）からのデータ収集はスキャンモータにスリットを設けた回転板を取り付け，光電素子を利用し，1㎜走査毎にパルスを発生させて，アドレスアドバンス信号として用い，スキャナの波高分析器の出力パルスの数を1600ワードメモリの先頭番地より順次ストアする．次いで1走査毎にスペースモータを利用しMT制御のための信号を発生させ，メモリの内容を0.05秒以内でMTに転送し1レコードとする．従つて，数十から百数十の互いに逆方向に書かれたレコード群にて1例のスキャンイメージデータを得る．なお使用したコリメータは37孔焦点型（LK13—03—A型，焦点距離6㎝），61孔焦点型（LK13—10—E型，焦点距離9㎝）である．以上の如くにしてディジタルイメージデータを収録したMTを電子計算機により一括処理した．計算機は京大大型計算機センターのFACOM 230—60を用いた．

2．ファントムおよび臨床例よりのデータ収集法

Fig. 2に検討に用いた一辺7㎝の濾紙に種々の大きさの2倍量，3倍量の ^{131}I を含有する部，コールドな部よりなる甲状腺ファントムを示す．

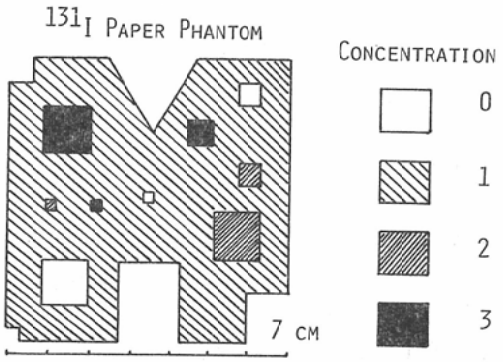

Fig. 2.　Paper phantom with ^{131}I.

シンチカメラのピンホール型ではコリメータより6㎝，1000孔型では12.5㎝の距離で計測してデータ収集しこれをMTに収録した．シンチスキャナの場合は37孔型ではコリメータ面より6㎝，61孔型では9㎝の距離でスキャン速度30cm/min で走査してデータ収集を行つてMTに収録した．

またRIの減衰補正の検討として $^{99m}TcO_4^-$ を入れたIAEA肝ファントムよりデータの収集を行つた．臨床検討として甲状腺機能亢進症患者に ^{131}I 50μCi 径口投与，24時間後に61孔型を装着したシンチスキャナで甲状腺表面との距離を9㎝にして30cm/min スキャン速度でデータ収集を行つてMTに収録した．

3．データ処理方法

i）イメージ装置の特性について

^{131}I および $^{99m}TcO_4^-$ の点線源，線線源を用い，シンチカメラの場合は1000孔型，4000孔型およびピンホール型のコリメータ，シンチスキャナの場合は37孔型，61孔型コリメータを装着させて，それぞれの線応答関数（Line Spread Function, LSF）あるいは点応答関数（Point Spread Function, PSF）p(x) を測定し，2次元の p(x,y) を算出した．またシステム特性の評価によく用いられるレスポンス関数（Modulation Transfer Function, MTF）P(ν) をPSFを等方形とみなして，次式[2)6)]，即ち

$$P(\nu)=\int_{-\infty}^{\infty}p(x)\cos 2\pi\nu x dx\Big/\int_{-\infty}^{\infty}p(x)dx \quad (1)$$

ν：空間周波数（lines/cm）

より計算して画像処理に用いた．

シンチカメラの感度の均一性は ^{131}I の面線源を用いて測定し，後の補正係数算出のためのデータとした．

ii）イメージ処理

a．スムージングによる雑音除去

生データに必らず含まれている統計変動を減少させ，また後のイメージ処理を円滑に行うためのスムージングを数種の移動平均法によつて試みた．

シンチカメラでは中心要素に対してその周囲の5点，9点の平均法，または中心要素に2倍の荷

重をかけた荷重平均法，5×5，7×7の画素についてPSFを荷重した荷重平均法，およびそれぞれの場合についての平均値の標準偏差を考慮した方法を行つた．

シンチスキャナの場合は画素の大きさがスキャン方向では1㎜，スペース方向では1.5㎜の間隔で得ているため，9点平均法以外に5×3の15点平均法，7×5の荷重平均法さらに61孔型では15×9，37孔型では23×15の大きさのPSFを荷重したいわゆる整合フィルタをかけた．

b．逐次近似法によるぼけ修正

システムの解像力，すなわち PSF, p(x,y) に相応してぼかされた観測像 r(x′,y′) と真のRI分布 f(x′,y′) との関係は次の重畳積分で表現できる．

$$r(x',y')=\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}p(x,y)f(x'+x,\ y'+y)dxdy \tag{2}$$

$$但し\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}p(x,y)dxdy=1$$

実際の計算ではディジタルデータを扱かうため(2)式の積分は，

$$r(i,j)=\sum_k\sum_l p(k,l)f(i+k,\ j+l) \tag{3}$$

$$k:-(k-1)/2\cdots\cdots(k-1)/2$$

$$l:-(l-1)/2\cdots\cdots(l-1)/2$$

を計算することになる．原理的に真値**f**は連立一次方程式 **r**=**pf** より求められるが[17]，計算が厖大となる上に **p** が忠実に表現できないこと，**r** に雑音の含まれている限り，結果は無意味なものになると考える．そのため飯沼らによる逐次近似法[10)22)23)]に従つて行つた．

逐次近似法は次の式を用いて計算を進める．

$$r^n(i,j)=r^{n-1}(i,j)+[r^0(i,j)-\sum_k\sum_l p(k,l)r^{n-1}(i+k,\ j+l)] \tag{4}$$

nは繰返し回数，$\mathbf{r}^0$ は既述のスムージングされたイメージマトリスクスを用いた．これより右辺第2項を統計誤差内になるまで計算を進め $\mathbf{r}^n$ を限りなく真のRI分布 **f** に近ずける．但し，大括孤内の第2項の重畳積分は $\sum_k\sum_l p(k,l)$ を1として計算せねばならないが，処理後の画像を画面の隅々まで歪みなく描出させるためイメージの辺縁部においてマトリクス**p**が画面をはみ出すときは $\mathbf{r}^{n-1}$ のマトリクスと重なる画素のみでその都度 ∑p を1しに規格化して計算した．これはスムージング処理の場合も同様にして行つた．

c．フーリェ変換法によるぼけ修正

フィルタリングを空間周波数領域で考えるフーリェ変換法[32)]ではスムージングおよびぼけ修正がそれぞれローパスハイカット，ハイパスローカットのフィルタをかけることよりなされるため，適当な形のフィルタを用いれば望むイメージが得られるはずである．そこで田中，飯沼の最適フィルタ[26)]や Brown, Kirch らのフィルタ[4)13)]を参考に種々のディジタルフィルタを作成した．(2)式を一次元に関してフーリェ変換すると，

$$R(\nu)=P(\nu)\cdot F(\nu) \tag{5}$$

となり，これより真値のフーリェ変換 $F(\nu)$ は両辺に $P^{-1}(\nu)$ すなわちシステムのMTFの逆関数を掛ければ求められる．しかし実際は高周波領域になると余り画像情報が含まれていないこと，および $P^{-1}(\nu)$ が無限大となつて高域雑音が増幅されるため，適当な遮断周波数 ν_c(lines/cm) を設け，それ以上の周波数での振幅を小さくしたフィルタを作成した．即ち，求めるフィルタ $P_f(\nu)$ を

$$P_f(\nu)=\begin{cases}[P(\nu)]^{-1} & \cdots\cdots 0\leqq\nu\leqq\nu_c\\ [P(\nu_c)]^{-2}[P(\nu)] & \cdots\cdots\nu_c\leqq\nu<\infty\end{cases} \tag{6}$$

とおき Fig. 3 a に示す如く ν_c を 0.1より0.05きざみに 0.6まで変化させてそれぞれ算出した．また，さらに鋭い高周波成分遮断の効果を検討するために，上述のフィルタの ν_c lines/cm 以上の領域での振幅を

$$P_f(\nu)=[P(\nu_c)]^{-Q}[P(\nu)]^{Q-1}\cdots\cdots\nu_c\leqq\nu<\infty \tag{7}$$

より求めQを 2.0より 4.5まで 0.5きざみに変えたフィルタを作成した．Fig. 3 bは ν_c= 0.4 lines/cm の場合のフィルタを示すがそれぞれのフィルタによる処理画像を観察した．処理画像はこれらのフィルタを観測画像にかけることによつて原理的には ν_c までフラットな空間周波数特性をもつことになる．

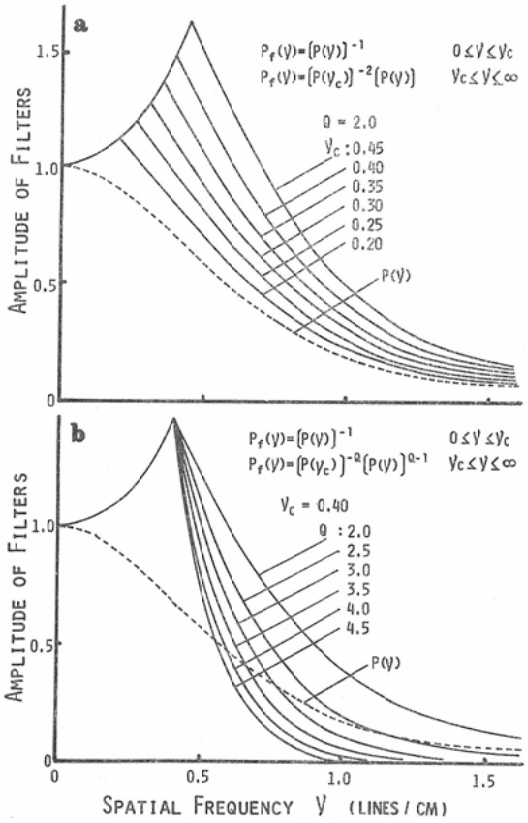

Fig. 3. One dimensional plot of filter functions with various cut off frequencies ν_c and Q values. a : The filter becomes high pass type with increase of ν_c. b : Amplitude of high frequency domain decreases with increase of Q value.

d．ＲＩイメージの表示

計算機によるイメージ表示については種々の方法が報告[1)3)5)7)11)19)27)]されているが，本検討ではバッチ処理のため表示装置にはラインプリンタ(136ch/line, 1000line/min) のみを用いた．シンチカメラの場合では画素数は40×40であるが，これとX方向に一点内挿した80×40，X方向に2点，Y方向に1点内挿した 120×80の配列を用いた記号表示による方法を行つた．内挿点の値は2点間を便宜的に直線の勾配とし，2等分，あるいは3等分して得た．

シンチスキャナの場合は画素の大きさが1㎜×1.5㎜であるため甲状腺では通常 100×65程度の大きさになる．濃淡レベルは最高20レベルまでの

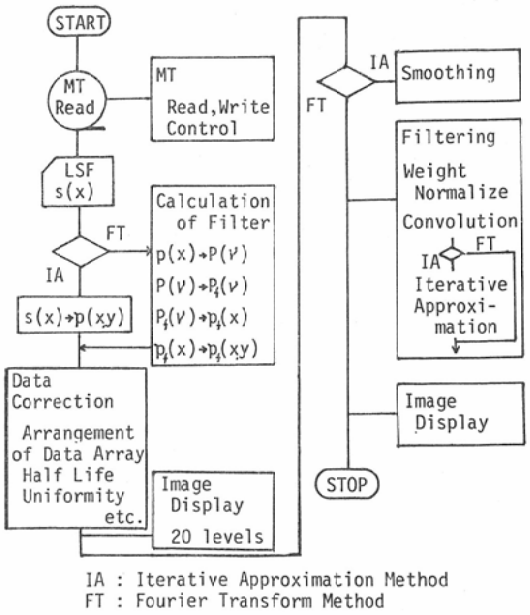

Fig. 4. Flowchart of computer program for the RI image processing.

任意の記号の重ね打ちにより表わした．

e．処理プログラム

計算手順は Fig. 4に示す如く，まずＭＴの各レコードより必要とするイメージデータを読み込む．この際，ＭＴの読み，書き，エラーチェックやコード変換等のＭＴ制御のためのサブプログラムを用いている．生データの補正に関してはバックグラウンドの除去，必要な場合は感度特性のデータよりその均一性を，またシンチスキャナで大きな臓器をスキャンするとき1×1.5mm²の画素よりなるデータ配列を2×3 mm²の画素からなる配列に置き換えたり，短半減期核種を用いた場合は，半減期とスキャン速度をデータとして半減期の補正を行つた．次いで PSF p(x) 読み込み，p(x,y) を発生させるが，フーリェ変換法では p(x)をフーリェ変換して (6)，(7)式よりフィルタを計算し，再び空間領域に逆変換した後，2次元のコンボリューションマトリクスを算出した．その後，スムージング，ぼけ修正および表示を各サブプログラムにより実行した．イメージ表示は各処理段階ごとに行つた．スムージングに関して

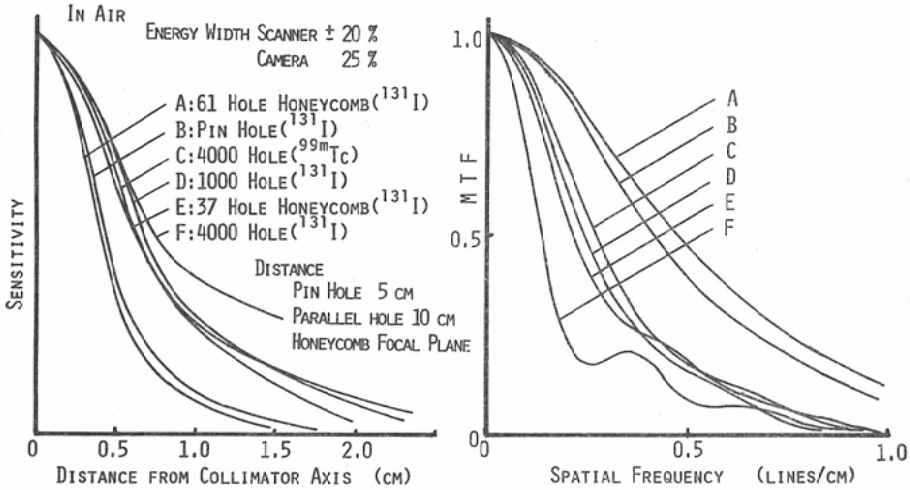

Fig. 5. Point spread function and their frequency responses in various detecting system.

は5点，9点の移動平均法による以外はぼけ修正プログラムの一部を利用してコンボリューション積分を行つた．

III 結　果

1. イメージシステムの特性

Fig. 5はシンチカメラ，シンチスキャナの各コリメータを用いた ^{131}I および $^{99m}TcO_4^-$ の点線源の空中におけるＰＳＦおよびＭＴＦを示すが，これらはコリメータよりメモリまでの全システムの特性によるものである．シンチスキャナ61孔型（A）およびシンチカメラ，ピンホール型（B）の分解能はほぼ同程度で良好であり，シンチスキャナ37孔型（E）およびシンチカメラ，1000孔型（D）ではかなり劣つている．^{131}I の1000孔型（D），^{99m}Tc の4000孔型（C）とも同程度である．4000孔型における ^{99m}Tc(C) と ^{131}I(F) では半値幅には大きな違いは見られないが空間周波数特性は ^{131}I の方が隔壁通過の確率が高いため遙かに劣つている．（F）のＭＴＦが極端に変動しているのは同左図のＰＳＦの±2.0cm以上を切りすてて計算したためと思われるが実際のイメージ処理には（F）のＰＳＦは用いなかつた．以上は空気中における成績であり，水中に点線源を置いた場合の比較は著者らの前報[29]に述べたが，水中の場合の特性はやや劣り，またコリメータ表面と線源間の距離のはなれるのにつれて半値幅が大きくなつた．

Fig. 6 aはシンチカメラの1000孔型および4000孔型コリメータの場合の ^{131}I 点線源による点応答のパターンを示すが，感度の低い周囲ではコリメータの孔に沿つた6または4方向に感度の高く

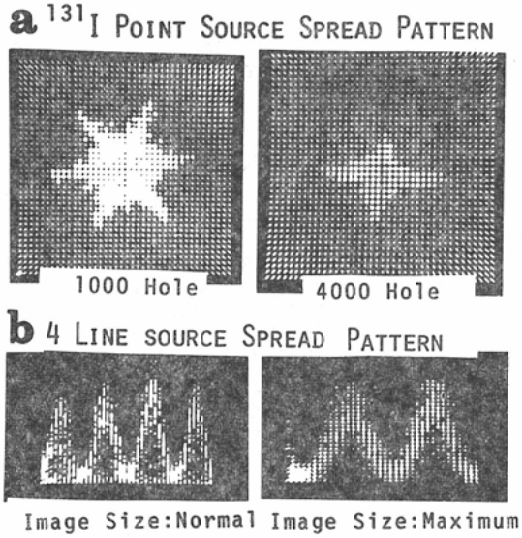

Fig. 6. a : ^{131}I point source spread patterns using scinticamera with 1000 hole and 4000 hole collimators. b : Four line source spread patterns in the case of normal image size and approximately twofold size of the normal.

なつた星型の分布が目立つており完全な廻転対象として描出されていない．普通 ^{131}I と低エネルギー用の4000孔型コリメータの組合せは使われないが，1000孔型の場合，ＰＳＦのピークの約20％以上の部位ではさほどこの星型のパターンは目立たなかつたため，今回は Fig. 5 のＰＳＦより同心円状のＰＳＦを算出して以後の画像処理に用いた．Fig. 6 b は1000孔型コリメータの場合の４本の ^{131}I 線線源による通常のイメージサイズ（6.5× 6.5mm²/1画素），その約２倍（3.3× 3.3mm²/1画素）のサイズにしたときの線応答を示す．これはイメージサイズを大きくすることにより解像力を向上し得るかを検討したもので半値幅は両者ともほとんど変わらない．

2.　イメージ処理

i）スムージングと逐次近似法によるぼけ修正

Fig. 7 は検討用に用いた ^{131}I の紙ファントムの各種コリメータを装着させたシンチスキャナおよびシンチカメラによるフォトシンチグラム，シンチフォトを示すが，各検出系の特性に相応した結果を示している．Fig. 8 は最も解像力の良好な

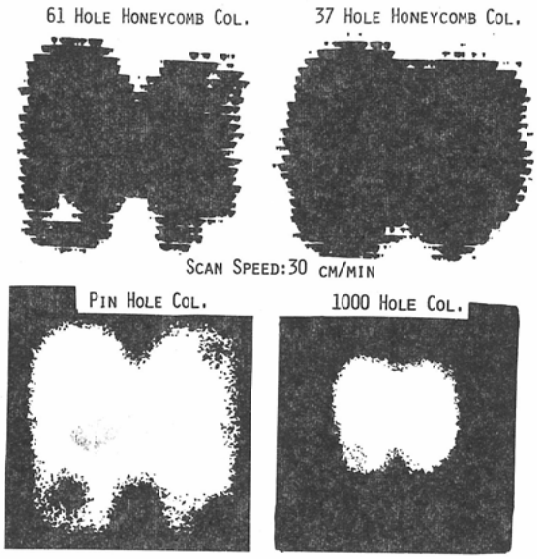

Fig. 7.　Scintigrams and scintiphotos of the paper phantom.

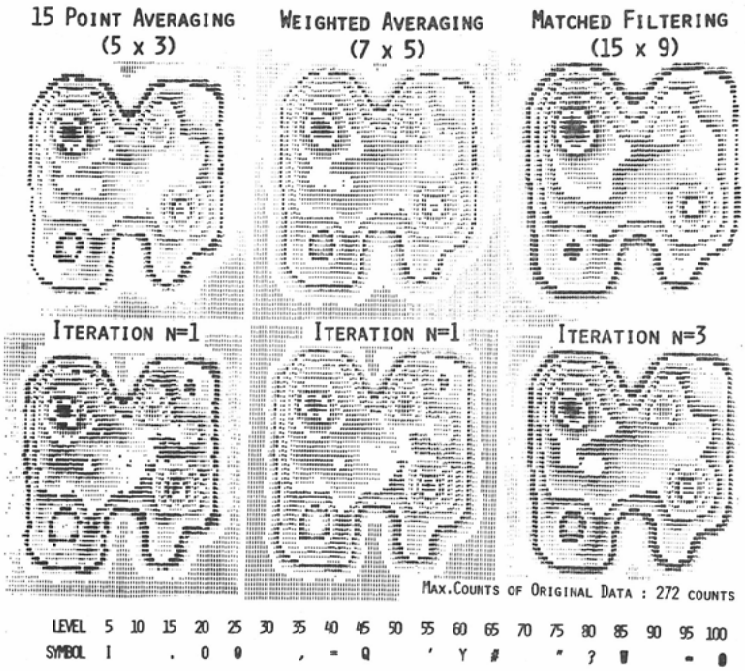

Fig. 8.　Computer scintigrams of the paper phantom with hige level radioactivities using the iterative approximation (IA) method. The data was obtained from the scintiscanner with 61 hole honeycomb collimator.

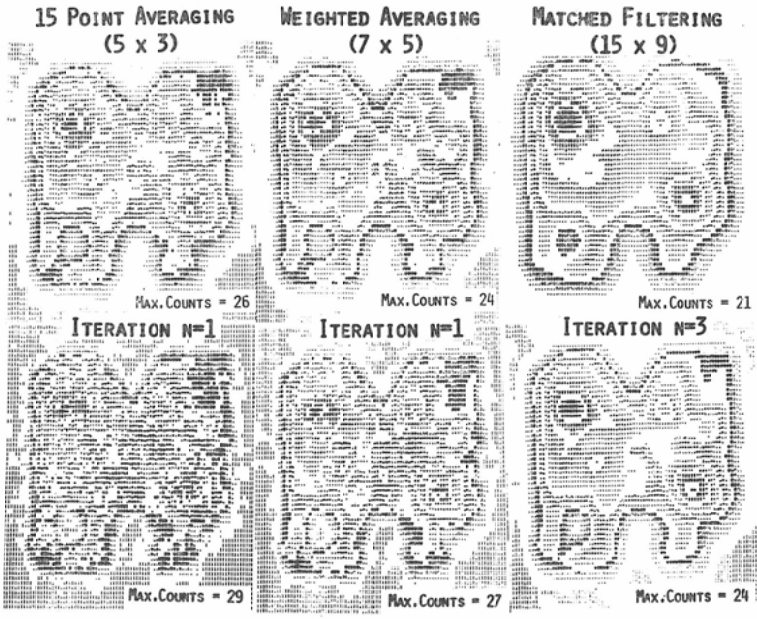

Fig. 9. Computer scintigrams of the paper phantom with low level radioactivities using the IA method.

61孔焦点型を装着したシンチスキャナによつて得たＲＩイメージの15点平均法，７×５点荷重平均法および15×９点のＰＳＦを荷重した整合フィルタによるスムージングの後，逐次近似法にて復元したコンピュータシンチグラムを示す．このファントムデータの全計数値は 343，083カウント，１画素の最高カウントは 272とかなり多く，従つて，統計雑音が比較的少ないため15×９の整合フィルタによるものより，生データを尊重している７×５の35点荷重平均によるものの方が細部をよく描出し，２mm四方の hot spot が描出されている．15点平均法ではぼけ修正を行うことによつて，像の乱れが著明となり，イメージ処理をスムージングのみに留める方が適当と考えられる．

Fig. 9は同ファントムの放射能の減衰後，同じ61孔型コリメータにより得たＲＩイメージの同様の処理結果を示す．この場合，全計数値は32,014カウント，１画素当りの最高は31カウントの低カウントであり，15×９点のＰＳＦによる整合フィルタリングの後，ぼけ修正の逐次近似を３回行つた像が最も鮮明である．

Fig. 10は甲状腺機能亢進症の甲状腺 ^{131}I 摂取率が58.2%，従つて甲状腺内には24μCi の ^{131}I を有する症例のシンチスキャナで61孔型を用いてスキャンし約30分内に 33,071 カウントを収集したデータの同様の処理を行なつた成績を示す．甲状腺は通常，体表面に存在するため空気中でのＰＳＦを用いて計算した．生データの１画素当りの最高は28カウントの低カウントであり，15×９点のＰＳＦによる整合フィルタリングの後のぼけ修正像が最も鮮明である．シンチカメラによる場合はすでに前報[28]に述べたのでその詳細は省略するが，９点スムージングの後，７×７または９×９の大きさで表わしたＰＳＦを用いて逐次近似法による２，３回の繰返しで，ぼけ修正したものが優れた画質を示した．

Fig. 11はシンチスキャナの 37孔型，シンチカメラのピンホール型および1000孔型の各コリメータを用いたときのスムージングおよび逐次近似法によるぼけ修正後のイメージを示す．ピンホール型を用いた場合はシンチスキャナ，６孔型のものと同程度の解像力であるが像の歪が見られる．37

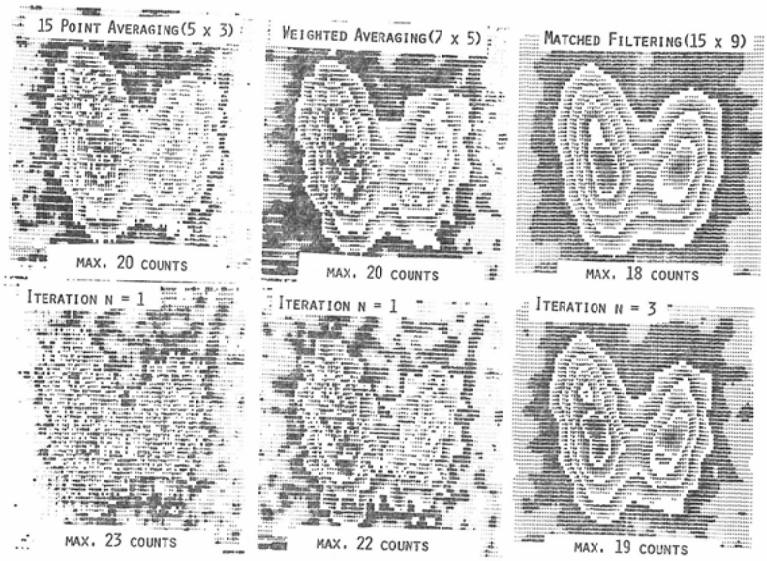

Fig. 10. Computer scintigrams of hyperthyroidism with ^{131}I processed by the IA method. The data were obtained from scintiscanner with 61 hole honeycomb collimator.

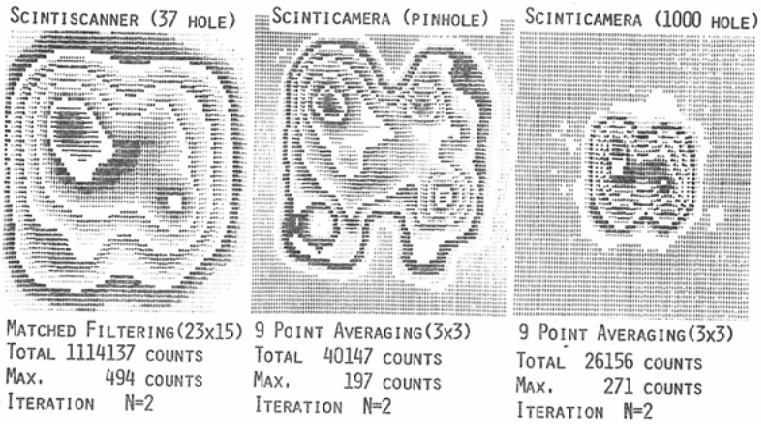

Fig. 11. Computer scintigrams of the paper phantom processed by the IA method. These data were obtained from scintiscanner with 61 hole honeycomb collimator and scinticamera with pin hole and 1000 hole collimators.

孔型と1000孔型の場合はそれより著るしく劣つており，いずれもそれぞれの検出系の特性によく依存した画質を示している．

ii) フーリェ変換を利用したぼけ修正

Fig. 12は Fig. 10の症例の甲状腺スキャンデータに Fig. 3 aで示した各フィルタをかけたもの，即ち，遮断周波数 ν_c(lines/cm) を0.20より0.45まで0.05毎に変化させ，雑音除去と解像力の復元を同時に行つた後の画像を示す．ν_c=0.20 lines/cm では平滑化されすぎた像を示し，ν_c が増すに従つてハイパスフィルタとなるため当然，像の鮮鋭化と同時に雑音も再現し，ν_c=0.40 lines/cm 以上では臓器の辺縁より外部の雑音が極端に強調されその他の部位は相対的に無視できる

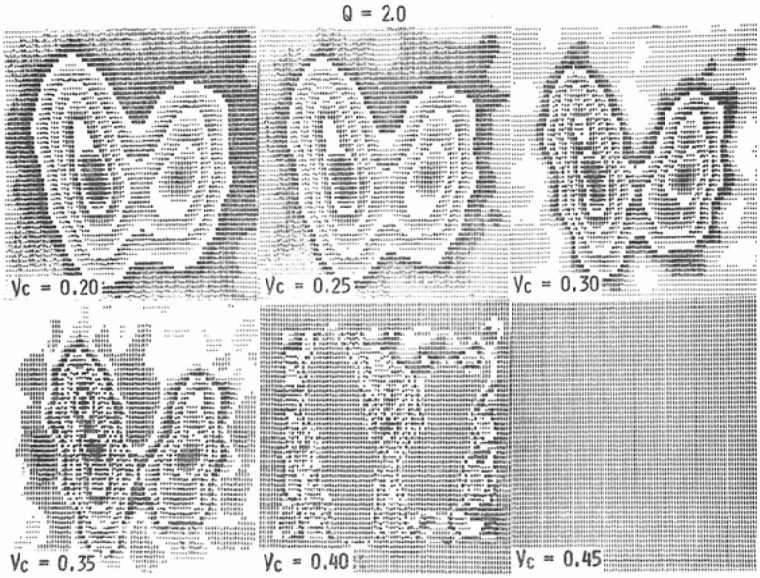

Fig. 12. Computer scintigrams of the human thyroid (Fig. 10) processed by Fourier transform (FT) method with filters of various cut off frequencies ν_c (Fig. 3).

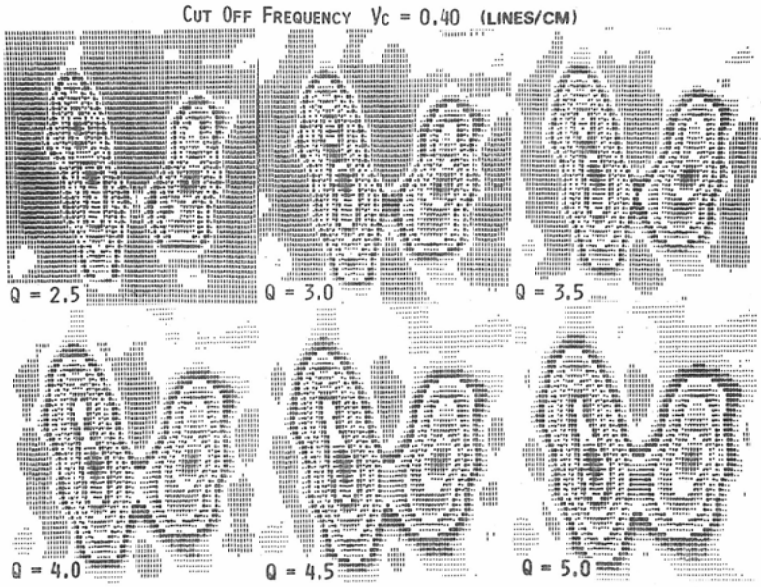

Fig. 13. Computer scintigrams of the human thyroid (Fig. 10) processed by the FT method with filters of various Q values (Fig. 3).

くらいに低くなつたため全く像を描出していない.

Fig. 13は (7)式に従つて計算された $\nu_c=0.40$ lines/cm の場合のQが 2.5から 5.0までの各フィルタ (Fig. 3 bに示す) による処理画像を示す. Qが増すに従い, 画像の高周波成分が低下し滑らかな画質を描出している.

Fig. 14はファントムデータについて適当と思

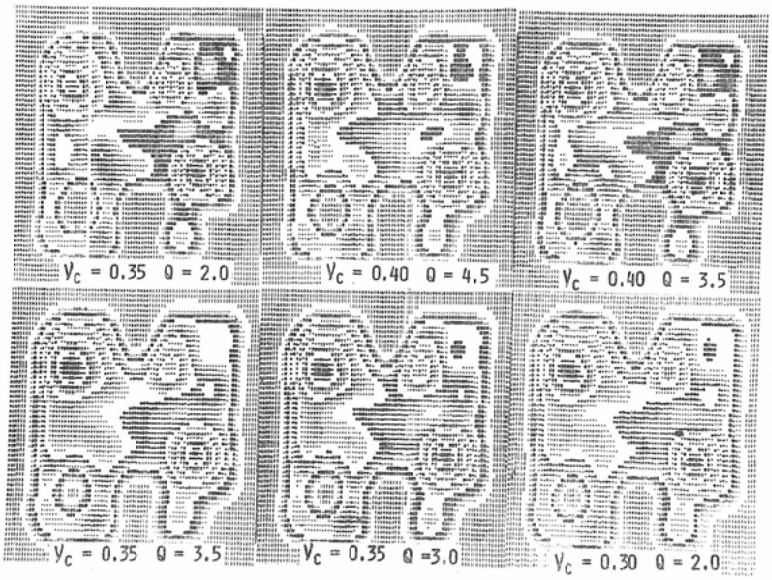

Fig. 14. Computer scintigrams of the paper phantom processed by the FT method using various filters with appropriate combination of ν_c and Q in the same data as shown in Fig. 8.

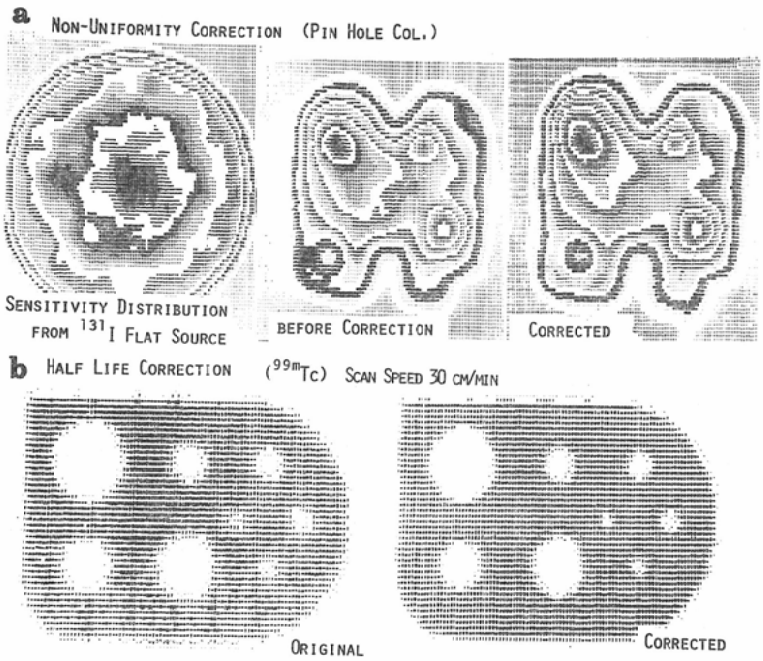

Fig. 15. Scintigrams before and after correction of spatial non-uniformity. a : Correction of field non-uniformity of scinticamera with pin hole collimator. b : Correction of distortion caused by half life of nuclide (^{99m}Tc) in the scintiscanner.

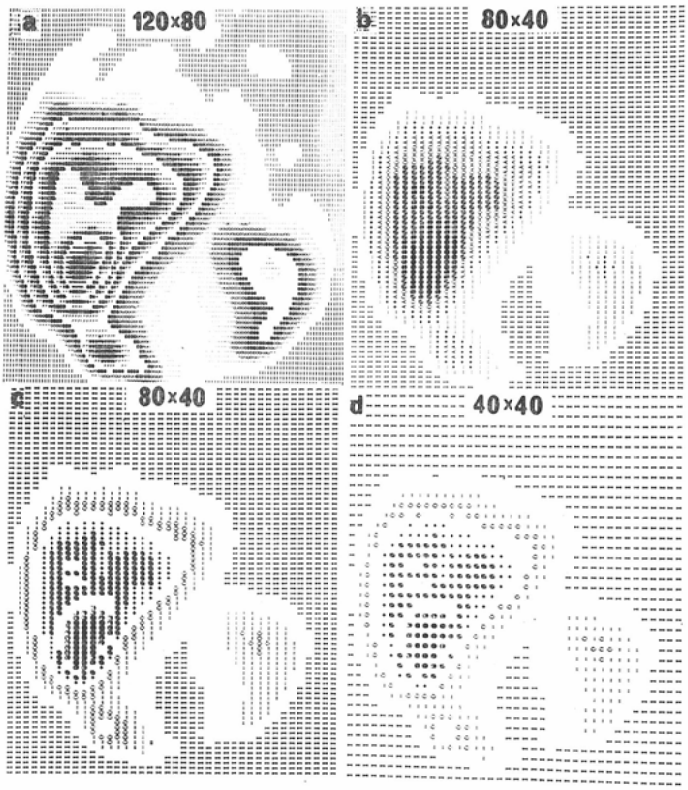

Fig. 16. Images displayed in various forms by line printer using scinticamera in healthy liver with ^{131}I-BSP. These images were enhanced by the IA method.

われる ν_c とQの組合せのフィルタによる処理画像を示すが，Fig. 8 で示した逐次近似法によるものに比して，同程度かあるいはファントムの辺縁部などにおいてはより高解像力の画像を描出している．

iii) その他の処理

Fig. 15 a はピンホール型を装着したシンチカメラの ^{131}I 面線源によつて得た感度分布と甲状腺紙ファントムデータの補正前および感度分布による均一性の補正後の像を示す．明らかに補正後の像は良質な画像が得られ，特に低感度な辺縁部において良好である．また Fig. 15 b は ^{99m}Tc のＩＡＥＡ肝ファントムの61孔型を装着したシンチスキャナによるデータの半減期の補正前と逐次近似法による解像力改善の処理をも含めた補正後の画像を示す．補正後の像は補正前の不均一性が，よく是正されている．

iv) イメージの表示

Fig. 16はシンチカメラの場合のラインプリンタによる画像表示を検討したものであり，データ配列の大きさと同じ40×40（d），片軸について2画素間に一点を内挿した80×40（b），（c），およびＸ軸に2点，Ｙ軸に1点を内挿した 120×80（a）の大きさによる表示の結果を示す．視覚的に（a）の画像が滑らかで最も見やすくなつている．

IV 考　按

電子計算機によるＲＩイメージ処理の目的は臓器内のＲＩ分布を従来のものに比してより忠実に描出させることにあり，その処理法の検討を行なつた．

解像力の復元を逐次近似法で行うには前処理と

してスムージングが必要となり，その方法を検討した．シンチカメラによる場合，著者らの前報[28]に報告したように9点平均法が適当と考えられたが，イメージ処理をスムージングのみに留めるなら5点平均法あるいは5点，9点の荷重平均法や標準偏差を考慮した方法が生データを尊重している点ですぐれていると考えられた．シンチスキャナでは最も高分解能，低感度の61孔型の場合，さらに雑音が増加するため，臨床例では測定系のＰＳＦに応じて荷重した整合フィルタリングを行つて初めて雑音が目立たない程度に除去された．このスムーズデータをぼけ修正すると原理的に生データ以上の分解能は望めないが，雑音の極めて少ない画像の得られることから有効であると思われる．逐次近似法によるぼけ修正に関してはシンチスキャナの場合，画素（1×1.5mm²）当りの計数値が最高約300カウントと比較的大きい場合は7×5の荷重平均法によるスムージングの後，1回の近似が最も良好と思われ，15×9の整合フィルタを施こした後のものでは，4回以上の近似を繰返しても復元の効果が得られなかつた．また画素当り，最高20～30カウントの臨床レベルのものでは15×9の整合フィルタリングの後，3回程度の逐次近似を行つたものが最も鮮明な結果を得た．シンチカメラの場合では9点スムージングの後全計数値5～10万カウントの場合は2～3回，5,000～10,000カウントの場合は1回の近似が適当と思われた．以上の如く，最良画像はスムージング法，計数値の大きさ，また近似回数によつて異なるが，処理後の画像の優劣に関する判断はまだ視覚によつている．また逐次近似法の長所は前処理としてスムージングを施こしておきさえすれば比較的安定に画像改善がなされることであり上述の如く，数回の逐次近似を経た処理画像群の中から視覚的に適当なものと選び得る．

一方，フーリェ変換を利用したフィルタリングに関してはフィルタの形は検出系のＬＳＦより容易に得ることができるが，Fig. 12，13に示す如く遮断周波数 ν_c の選び方によつて処理後の画質が大いに異なる点に利用上の難点がある．しかしFig. 14に示すように適当な ν_c とQとの組合せのフィルタを選んだ場合，少ない雑音でしかもよく高周波成分の強調された像を描出する印象を得た．実際の計算は空間フィルタと生のイメージデータとの重畳積分によつたものであるが，同様にフィルタの形を変えるのみで，平滑化，強調あるいはラプシアンをとつたり，微分イメージを得ることができるなど融通性の富んだ方法といえる．ただ画素数およびコンボリューションマトリクスの要素数の多い場合は Brown らの報告[4]している高速フーリェ変換を利用した周波数領域でのフィルタリングの後，空間領域に逆変換する方法が計算時間の点で有利と思われる．

元来，逐次近似法もフーリェ変換法も演算過程とフィルタ特性の異なるのみで同様のフィルタリングを行つているものであり，処理後の画質の比較に関しては後者はスムージングおよびぼけ修正の程度が共に大きく，いわば中域強調のような画像が得られ，Fig. 14に見られる如く微細な雑音は少ないが辺縁部などのＲＩ濃度が大きく異なる部位では濃度変化をよく強調している．他方，前者ではフーリェ変換法に比して余り生データを壊さずに比較的高域までスムーズに画像改良されており，両者間の画質の優劣は一概にいい難いと考えられる．

以上の如くぼけ修正のための計算法はどんな特性を持つた検出系で測定された像でも真の分布に近づける方法であるにもかかわらず Fig. 11に示されるようにある程度の像の復元の効果を得ても検出系の特性に強く依存し，完全にはぼけ修正はなされていない．その理由としてはイメージデータには必らず雑音が含まれており，あくまで近似計算によらねばならない点にあると考えられる．

イメージの1画素に対応する微小面積の大きさに関しては一般に小面積ほど望ましく，またきめ細かなディジタルフィルタも作成し得るが計数値の統計雑音の増加や処理時間あるいは計算機のメモリを費やす等の欠点があり，検出系の特性に従つて適切に決定されるべきものと考えられる．本研究に用いたシステムではシンチカメラの場合，

平行型コリメータを用いて全視野（直径：26cm）を40×40の配列に納めると1画素は約 6.5× 6.5 mm²となるが Fig. 6 bに示す如く1000孔型，^{131}Iを用いた場合イメージサイズを約2倍にして1画素の1辺を 3.3mmと小さくしてもＬＳＦの半値幅はほとんど変らないことより，本シンチカメラでは固有の分解能から見て画素数のみを増加させても余り効果的でないと考えられた．4000孔型と^{99m}Tcを用いた場合の実験は行つていないが Fig. 5のＰＳＦあるいはＭＴＦより見て同様のことがいえると思われる．しかしながら処理された画像の表示は少ない画素数では Fig. 16 b,c,d に示す如く鮮明さを欠く像となつたため，本検討では内挿により画素数を増加させて表示した．シンチスキャナの場合の画素の大きさは甲状腺のような小さな臓器では 1.0× 1.5mm²，脳，肺，肝のような大きな臓器では4画素を新たに1画素として計算した2×3 mm²で適当と考えられる[21]．

その他のイメージ補正処理において，シンチカメラにおける感度の均一性補正は非常に重要である．面ファントムあるいは点線源の面スキャンによつて得た感度分布より容易に補正係数を算出し得るが，常時，事前に感度分布を測定する必要があり，かなり面倒であることから，ハード的にイメージ装置をよく調整しておくべきものと考える．

シンチスキャナの場合の短半減期核種における半減期の補正はスキャン速度と半減期のみのデータで容易に実行でき効果的である．

V　総括ならびに結論

シンチスキャナ，シンチカメラからの情報を電子計算機によつて処理し，画質の改善をはかるコンピュータシンチグラフィについて検討し，次の結果を得た．

1）ディジタル量として得られたイメージ装置からの情報は計算機の持つ処理の融通性を利用することによつて，感度の均一性，半減期等の補正やスムージングおよびぼけ修正など様々な処理が可能となり，1つのＲＩイメージの持つ情報をより忠実に得ることができる．

2）逐次近似法によるぼけ修正を行うには前処理として，データの統計雑音を減少させるためのスムージングが必要である．シンチスキャナによる場合，計数率の高いファントム実験では15点あるいは35点荷重平均法で良好な結果が得られたが，計数率の低い臨床例では15×9の 135点整合フィルタリングによつて初めて良好な平滑像が得られた．

3）解像力改善処理に関しては逐次近似法とフーリェ変換法が比較，検討されたが両者の本質的な相異はフィルタの特性の相異である．そして逐次近似法は前処理としてスムージングが不可欠であるが比較的安定にぼけ修正がなされ無難な方法と思われた．一方，1回のフィルタリングで処理するフーリェ変換法は僅かなフィルタ特性の違いで処理画像が大いに変化する点に不安定さを感じるが，適切なフィルタを用いることによつて鮮明な画像を得ることができ，一般性のある画像処理法と思われた．

4）シンチカメラはシンチスキャナに比して，画素数も固定していてデータ収集が容易であり，画像処理を日常検査に利用するには便利である．他方，シンチスキャナも元来，高分解能の検出系を持つため歪の少ない鮮明な画像を得ることができるが，そのためにはかなりスキャン速度を遅くして良質のデータを得る必要がある．

5）ぼけ修正後の画像はなお強く検出系の特性（ＰＳＦ）に依存しており完全には画像改善をなし得ていない．このことは表示法を含めた処理方法やイメージ装置の分解能，感度およびその一様性などに関して改良すべき今後の課題と考えられる．

〔稿を終るに臨み本研究に御援助と御指導を賜わりました京大医学部放射線科鳥塚莞爾教授，放射線部森田陸助司教授，ならびに愛媛大学放射線科浜本研教授に謝意を表します．

なおこの論文の概要は第30回（1971年），第31回（1972年）の日本医学放射線学会総会に於て報告した．〕

文　献

1) Adams, R. and Jaffe, H.L.: Medical Radio-

isotope Scintigraphy (Vienna: IAEA), Vol-1 (1969), 331—346.
2) Beck, R.N., Schuh, M.W., Cohen, T.D. and Lembares, N.: Medical Radioisotope Scintigraphy (Vienna: IAEA), Vol-1 (1969), 595—616.
3) Brown, D.W.: J. Nucl. Med., 7 (1966), 740—753.
4) Brown, D.W., Kirch, D.L., Ryerson, T.W., Throckmorton, A.J., Kilbourn, A.L. and Brenner, N.M.: J. Nucl. Med., 12 (1971), 287—291.
5) Bruno, F.P., Brookeman, V.A. and Williams, C.M.: Radiology, 96 (1970), 658—661.
6) Christie, J.H. and MacIntyre, W.J.: Medical Radioisotope Scintigraphy (Vienna: IAEA), Vol-1 (1969), 457—472.
7) 福久健二郎，飯沼武：核医学，8 (1971)，431—443.
8) Hamamoto, K., Torizuka, K., Mukai, T., Kosaka, T., Suzuki, T. and Honjyo, I.: J. Nucl. Med., 13 (1972), 667—672.
9) 飯沼武，福久健二郎：日医放会誌，31 (1971)，1270—1285.
10) Iinuma, T.A. and Nagai, T.: Phys. Med. Biol., 12 (1967), 501—509.
11) Kaplan, E. and Ben-porath, M.: Medica Radioisotope Scintigraphy (Vienna: IAEA), Vol-1 (1969), 375—387.
12) 木村和文：綜合臨床，20 (1971)，1784—1792.
13) Kirch, D.L. and Brown, D.W.: Proceedings of 2nd symposium on sharing of computer programs and technology in nuclear medicine. Oak Ridge, Tenn., April 21, CONF-720430, (1972), 27—54.
14) 小島一彦，久田欣一：Radioisotopes, 21 (1972)，5—9.
15) Konishi, Y., Abe, K., Shirai, O., Hayashi, M., Muraoka, R., Koie, H., Hikasa, Y., Mukai, T., Ishii, Y., Hamamoto, K. and Torizuka, K.: Jap. Circ. J., 37 (1973), 13—27.
16) 河野秀樹，鈴木孝治：医用電子と生体工学，12 (1974)，218—225.
17) 桑原道義：核医学，7 (1970)，26—38.
18) MacIntyre, W.J. and Christie, J.H.: Medical Radioisotope Scintigraphy (Vienna: IAEA), Vol-1 (1969), 771—782.
19) MacIntyre, W.J., Christie, J.H. and Curtis, G.S.: Radiology, 90 (1968), 22—26.
20) 松本徹，福田信男，薮本栄三，福久健二郎：日医放会誌，32 (1972)，653—666.
21) 向井孝夫，浜本研，森田隆司，鳥塚莞爾：第30回日医放学会，東京 (1971).
22) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Koda, S.: J. Nucl. Med., 9 (1968), 507—516.
23) Skarsgard, L.D., Jones, H.E. and Green, L.E. S.: Radiation Res., 14 (1961), 261—280.
24) Spector, S.S., Brookeman, V.A., Klystra, C.D. and Diaz, N.J.: J. Nucl. Med., 13 (1972), 307—312.
25) Sprau, A.C., Tauxe, N.W. and Chaapel, D.W.: Mayo. Clin. Proc., 41 (1966), 585—598.
26) Tanaka, E. and Iinuma, T.A.: Phys. Med. Biol., 15 (1970), 683—694.
27) Tauxe, N.W.: J. Nucl. Med., 9 (1968), 58—63.
28) 鳥塚莞爾，浜本研，向井孝夫，森田陸司，高坂唯子，鈴木敞：日医放会誌，31 (1971)，119—132.
29) 鳥塚莞爾，浜本研，向井孝夫，森徹，石井靖，高坂唯子，竹田洋祐，池窪勝治：日医放会誌．31 (1971)，847—858.
30) Torizuka, K., Hamamoto, K., Morita, R., Mukai, T., Kosaka, T., Handa, J. and Nishitani, H.: Amer. J. Roentgenol., 112 (1971), 619—700.
31) Waxman, A.D., Siemsen, J.K., Efron, E. and Wright, J.: Comp. Biol. Res., 4 (1971), 548—554.
32) Wilensky, S., Ashare, A.B., Pizer, S.M., Hoop, B. and Brownell, G.L.: Medical Radioisotope Scintigraphy (Vienna: IAEA), Vol-1 (1969), 815—827.
33) 安河内浩，鈴木孝治，河野秀樹：癌の臨床，18 (1972)，238—243.
34) 湯本泰弘，田中義淳，難波径雄，小坂淳夫：核医学，10 (1973)，467—477.