

《原 著》

シンチカメラ像の電子計算機処理について

河内 清光* 小山田 日吉丸** 広瀬 康二**
藤井 正敏** 石橋 弘義**

I. はじめに

最近、日常の臨床レベルでのシンチカメラの普及は目覚ましいものがある、これは検出器が固定されていて、静的画像のみならず、動的画像も視覚的に追求でき、さらに任意の方向からの画像描出が可能であることによるものと思われる。また、最近の電子計算機の発達にはシンチカメラ自体に附属した小型電子計算機で、ある程度の計算処理を施した後、より見易い画像を表示することも臨床レベルでだんだん可能になってきている。

しかしながら、画像の中の微小な変化を有意に抽出するためには、画一的な処理では無理な場合もあり、融通性に豊んだプログラムと大型電子計算機の利用を必要とする場合もある。我々は、シンチカメラの画像処理法と言うものは、既に確立されたものでなく、まだ手を加えるべき点が残されていると考えている。たとえば、平滑化と強調は既に数多くの人が試み^{1),5),8)} 平滑化に関しては、殆んどの人が前処理として、また単独の処理としてもその有効性を認めている。しかしこの単独の処理では有意な微小差を埋めてしまっていることも事実であり、また逐次近似法による画像の強調は、^{1),2),8)} その繰り返し数とか、どの範囲にわたって処理されるべきかの選定など、個々の場合によって異なるため画一化することは非常に困難である。

我々は最近シンチカメラから 1600 channel pulse height analyzer (1600 ch. PHA と略す) を介して得られ

る digital data をもとに、HITAC 8300 によりいくつかの計算機処理を試み、その有効性を認めたので報告する。

II. 我々の行っている digital 画像処理とその方法

我々は 1600 ch. PHA から得られる一枚の digital 画像情報に対し次のような処理を施している。

- a) 正味の計数値で、画像情報をマトリックス状に出力すること。
- b) 画像の平滑化と強調。
- c) 最適ウィンドウの決定。
- d) 計数値の対数をとって表示すること。
- e) 微分(隣り合ったチャンネルの差分)を求めて表示すること。
- f) 二核種利用による画像処理。

等が行なわれ、実際の臨床面への応用が検討された。これ等の処理の一部に関しては、既にあらゆる所で検討されているが、ここでは我々の用いている方法の要点について報告する。

1. 正味の計数値の出力

まず、1600 ch. PHA から得られた一連の digital data の正味の計数値を 30×30 (出力する桁数とラインプリンターの用紙の大きさで決まる) のマトリックス上に、任意の region of interest について出力する。ただし 1 絵素当りの計数値が 999 を超えるものについては 999 と出力される。シンチカメラの digital data には実際の臨床例では 1 絵素当り 4 桁以上の計数値は非常に少く、あったとしても極く一部の領域に限られている。従ってどの領域にどれだけの計数値があったかを、画像として、特定の部分の計数値を読みとるためには十分で、かつ非常に有効である。

2. 平滑化について

平滑化についてはこの種の殆んど報告に述べられているが、^{1),5),8)} ここにも我々の考え方について簡単に述

国立ガンセンター

* 放射線研究部 ** 放射線診療部

(本研究は厚生省がん研究「放射性同位元素による癌の新しい診断治療の開発に関する研究」助成金による)

受付: 1972年4月

別刷請求先: 東京都中央区築地 5-1 (〒104)

国立ガンセンター

べる。

まづ平滑化で考えなければならないことは、

- a) 1 絵素当りの計数値の統計的なバラツキがどの程度存在するか、
- b) 注目している絵素にどの範囲の絵素からどの程度影響しているか、

と言うことである。従って、何点にわたる平滑化を行ない、その時の 1 絵素の統計的バラツキはいくらになるかを考慮すると同時に、単なる算術平均ではその絵素のもつ計数値の有意性が失なわれ易いので、我々は平滑化に際して周囲の各絵素に次のような重みをつけている。

つまり、特定の測定条件における点線源の計数値分布を求め、その最大値を通る断面での半値巾が N チャンネルで、その分布にガウス分布を仮定する。今、注目すべき特定のチャンネルの座標を (i_0, j_0) とし、その周囲の座標 (i, j) なる何点かについて、平滑化を行なう際の重みの係数 $\varphi(i, j)$ を次式で求めた。

$$\varphi(i, j) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp \left(- \left(\frac{2\sqrt{ln}4\sqrt{(i_0-i)^2 + (j_0-j)^2}}{N} \right)^2 / 2 \right) \dots (1)$$

さらに、画像全体の全計数値を一定に保つためにこれを規格化して、

$$\frac{A}{\sqrt{2\pi}} \sum_i \sum_j \varphi(i, j) = 1 \dots \dots \dots (2)$$

を満足するように A を求め、 $A \cdot \varphi(i, j)$ が重み係数として利用された。

従って、最初の (i_0, j_0) の周囲の適当な範囲にわたる各点の計数値を $C(i, j)$ で表わすと、 (i_0, j_0) における平滑化した新しい計数値 $SC(i_0, j_0)$ は次式により求められる。

$$SC(i_0, j_0) = \sum_i \sum_j A \varphi(i, j) \cdot C(i, j) \dots \dots \dots (3)$$

3. 画像の強調について

平滑化はさきにも述べたように、計数値の微小な差を埋没してしまうので、それだけでは画像処理として満足できない。もとの情報に含まれる有意差を何等かの方法で再生し、さらに濃淡度を強調し、鮮明に描出する必要がある。^{1), 2), 6), 7), 8)} その目的に広く利用されているのが逐次近似法による反復計算であり、我々も 21 点によるこの方法を採用し、各チャンネルの重み係数は平滑化の場合と同様にして求めている。反復数も個々の場合により異なるが、変化の急な所の近傍で起る画像の振動や、計

数値のバラツキの大きかった部分のノイズの強調を避けるため普通 2 ないし 3 回行なった。

一つの画像の中に計数値の高い部分と低い部分が存在する場合、低い計数値の部分の強調するのには、計数値の対数をとってこれを表示することを試みた。この表示では、線型の digital 表示で明確でない場合でも有効となることがある。

さらに画像の輪郭を強調するのに、各絵素の微分値を表示する場合もある。⁹⁾ ここでは 4 方向のうち最大の変化分、即ち、最大の勾配を有するものをその絵素の微分値として用いている。まず、

$$\begin{cases} D_1 = |D(i, j+1) - D(i, j-1)| \\ D_2 = |D(i+1, j) - D(i-1, j)| \\ D_3 = (1/\sqrt{2}) |D(i-1, j+1) - D(i+1, j-1)| \\ D_4 = (1/\sqrt{2}) |D(i+1, j+1) - D(i-1, j-1)| \end{cases} \dots (4)$$

として各方向の差分の絶対値を求め、 D_1, D_2, D_3, D_4 の中から最大値を選び出し、 $D(i, j)$ の値としている。

4. 画像強調の前処理として我々の行っている window 設定法について

画像の中で計数値の有意差を認めるのに、それらがほぼ一定の計数値レベル附近に十分な差をもって存在していれば簡単であるが、実際には同程度の大きさの欠損であっても、各種の計数値レベルに色々な差として存在する。従って、全体を逐次近似法で繰り返し計算処理した場合に、ある部分には適当であっても、別の部分ではかえって不必要な欠損部を人為的に造り出してしまうことも起り得る。そこで、我々は任意に選定し得るある 2 つのレベルの間の計数値部分のみについて、2~3 回の逐次近似計算を行ない、さらにこのレベルを種々かえることにより、window の設定位置や巾を変え、画像の強調を行なうことを試みた。

ある欠損部を描出するための最適 window を決定するには、まずその window の巾と位置（計数値レベル）を求めなければならない。電子計算機に自動的にこれを選ばせるには、設定すべき条件が多過ぎて現状では不可能に近い。そこで、ある任意の計数値巾に入る各レベルの画像を機械的に出力し、その中から注目している画像の部分で最も強調されているものを人為的に抽出し、最適 window としている。その後、window の上下の計数値レベル以上、以下を各々フォアグラウンド、バックグラウンドとして除去し、逐次近似法により画像の強調を行っている。この方法は不必要な繰り返しを避け、強調が容易になり、画像の振動やノイズの強調を少くするこ

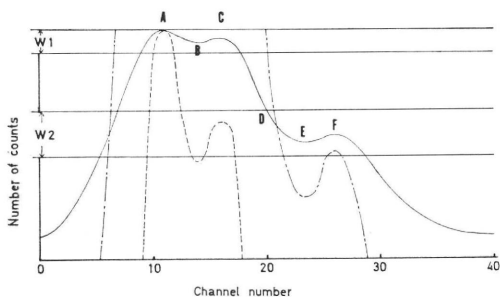


図 1 window を設定した場合の拡大された計数値の概念図

とができる。

即ち、図 1 において、 ABC の変化や DEF の変化は全体からみると非常に微小で感知しにくい、その各々に対し W_1 および W_2 の window を設定し拡大すると、点線と鎖線のような計数分布を得る。これらの図からは全体を把握することは困難であるが、それらの window の中に入る領域の ABC 、 DEF の画像の変化を見易くしている。これらの部分の逐次近似法による強調では繰り返し数を少なくして効果があるので、 B 、 E の欠損部分の辺線を明確にするには非常に有効である。

5. 2 核種利用による画像処理

脾の画像描出のために 2 核種利用による画像の digital data の引き算を行なった例はかなり報告されているが、^{49,50} 我々は更に各絵素の割り算を行なうことにより好結果を得た。

¹⁹⁸Au-colloid と ⁷⁵Se-selenomethionine では脾の取り込み量が異なるために、上記何れの方法も脾描出には有効である。つまり、引き算は脾の描出に有効であるのみならず、⁷⁵Se-selenomethionine 取り込み量を評価するのに優れており、他方、割り算は脾の部分の増巾率が大きくなるので、脾の画像描出には引き算の場合より優れた効果を示す。しかし後者は取り込みの量的な評価には、得られた結果がその量に正比例しないので不合理である。

これを数式で示すと、脾部の計数値 D_p について引き算の場合、

$$D_p(i, j) = D_{Se}(i, j) - F \cdot D_{Au}(i, j) \cdots \cdots (5)$$

となり、割り算の場合、

$$D_p(i, j) = D_{Se}(i, j) / (F \cdot D_{Au}(i, j)) \cdots \cdots (6)$$

となる。ここに $D_{Se}(i, j)$ は (i, j) チャンネルの ⁷⁵Se の計数値で、 $D_{Au}(i, j)$ は同様に ¹⁹⁸Au の計数値である。 F は肝臓の位置で規格化する補正係数である。ここで興味あることは、(6) 式の両辺の対数をとると、

$$\ln D_p(i, j) = \ln D_{Se}(i, j) - \ln F \cdot D_{Au}(i, j) \cdots \cdots (7)$$

となり、もしシンチフォトがその計数値の対数で表現されるものとする、各々のシンチフォトの差に関連したものをしていることになり、広い意味では引き算である。

III. 実際の応用について

ここには今まで述べてきたいろいろな方法を、腎ファントムと脾臓について試みた結果を示す。

図 2 は ²⁰³Hg-chlormerodrin で満たされた腎ファントム (A, B) で、A には直径 2 cm の球が 2 個と 1.5 cm の球が 1 個あり、B には 3.5 cm と 2 cm の球が各 1 個内蔵されている。そのシンチフォトは図 3 にみる如く、B ファントムの小球は底部に位置していることもあって画像上には判別しにくい。図 4 は 1600 ch. PHA を介して得られた digital data に何ら手を加えず、それを単に 20 等分して出力したもので、B ファントムの

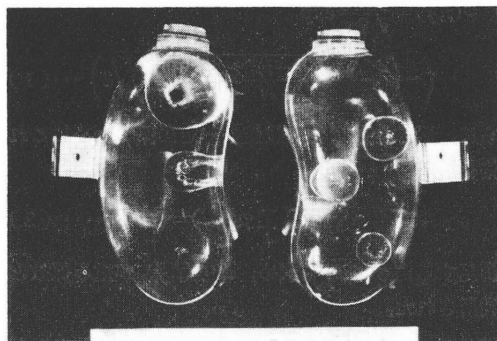
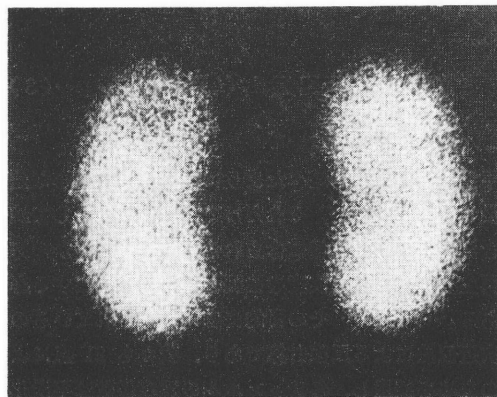


図 2 実験に用いた腎ファントム



(B)

(A)

図 3 図 2 のファントムについてのシンチフォト

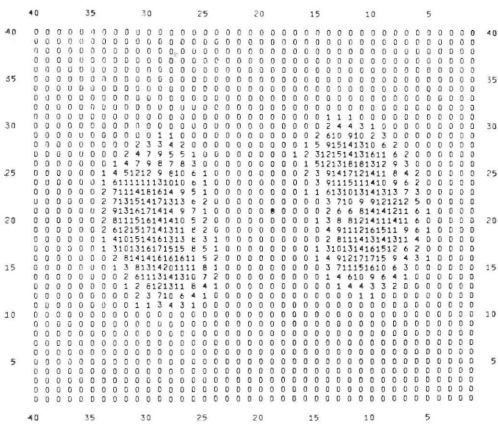


図4 図2のファントームについての
initial dataの20分割出力

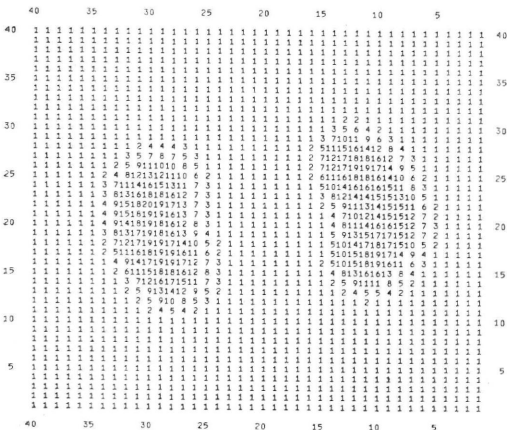


図5 図2のファントームの initial data に
ついて9点平滑化後の20分割出力

小球はやはり判然としない。図5は initial data を9点平滑化後に 20 等分して出力したものである。平滑化によって欠損部は埋没される傾向を示している。20 分割するのは高計数値の部分が2桁で、低計数値領域は1桁で出力されて大まかな形を把握出来、更にその各々の桁数の領域は計数値により 10 段階に区別されるので、比較的小さな計数値の差も確認出来るからである。

図6は図5の data に更に逐次近似法をほどこして出力したものであるが、Bファントームの小球の区域はまだ描出されていない。しかしそれに対して最適と思われる window を設定して逐次近似法をほどこすと、図7にみる如くBファントームの小球の区域は欠損像として描出されるようになった。

このような処理を脾臓 (図8) に対して行なうと、

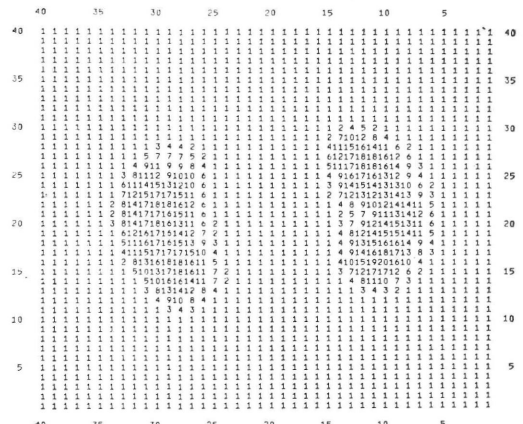


図6 図2のファントームの initial data について
9点平滑化後逐次近似法をほどこしたもの

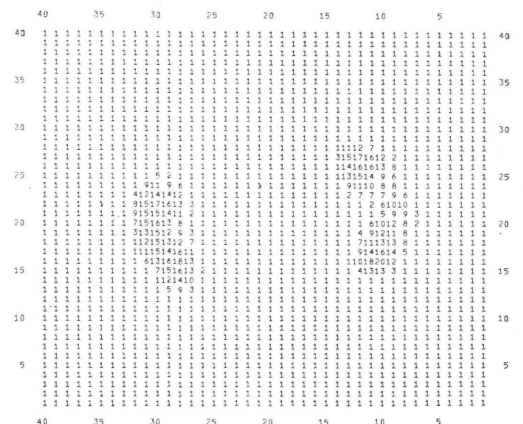


図7 図2のファントームの data に window
を設定し逐次近似法をほどこしたもの

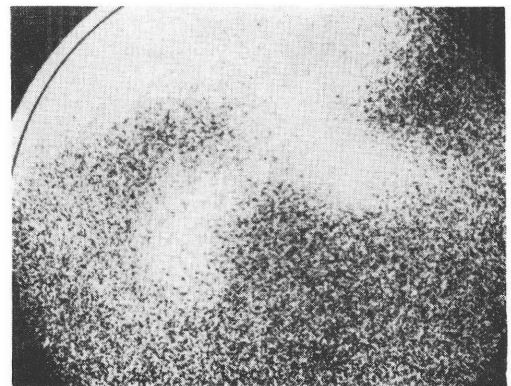


図8 ^{75}Se -elemethionine による
脾シンチフォト

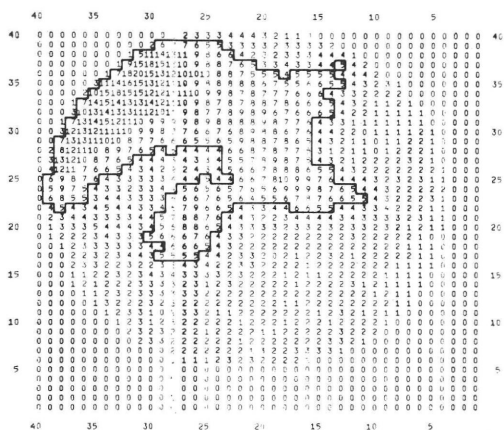


図9 図8の initial data の20分割出力

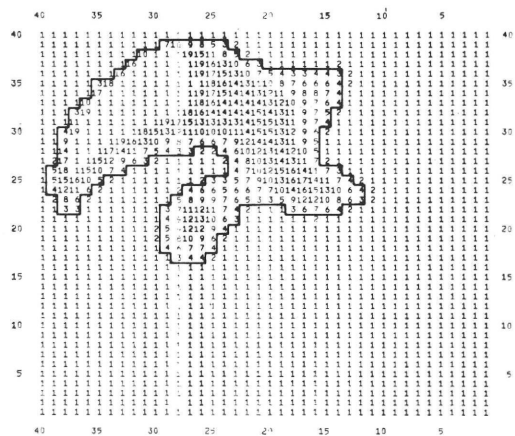


図10 図8の data について、平滑化後 window を設定し、それに逐次近似法をほどこしたもの

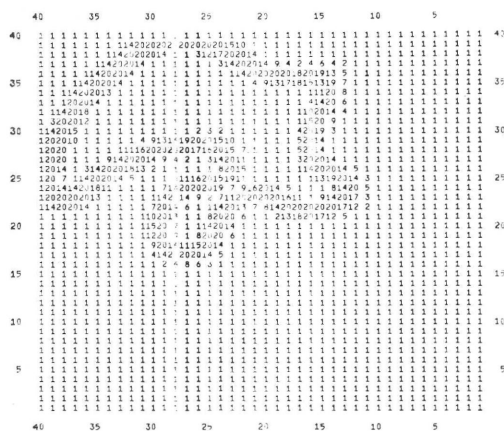


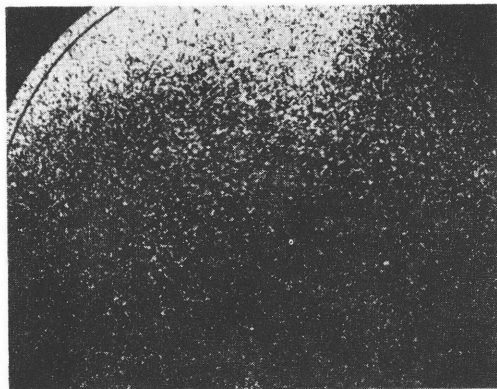
図11 図8の data について window 設定後微分出力したもの

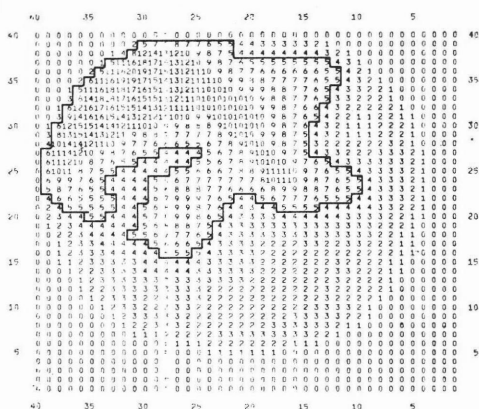
initial data を20等分して出力した図9が window 設定後の強調法で図10にみる如くなり、脾の領域が見易くなる。このように最適 window を設定した後に行なう画像の強調は大変有効と思われる。

また、各チャンネルの微係数を表示する方法は臓器の輪郭や欠損区域の輪郭を知るのに応用されるが、図8について平滑化後 window を設定して微係数を求めたものが図11である。

さらに上述の画像処理を基にして、脾描出のための二核種利用を検討した。まず、 ^{75}Se -selenomethionine で肝臓と脾臓を、次いで ^{198}Au -colloid または $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sulfur colloid で肝臓を写し出す。図12は図8の症例の ^{198}Au -colloid による肝シンチフォトである。そしてこれら図8および12のカウントを平滑化の後20等分して表示したものが図13(a),(b)である。以上の如き処理をした後、図13(a),(b)の各絵素の計数値について、それぞれの最大計数値を比較して肝臓領域の計数値を一致させ、 ^{75}Se -selenomethionine のデータから ^{198}Au -colloid のデータを対応する各絵素について差し引いたものが図14(a)である。

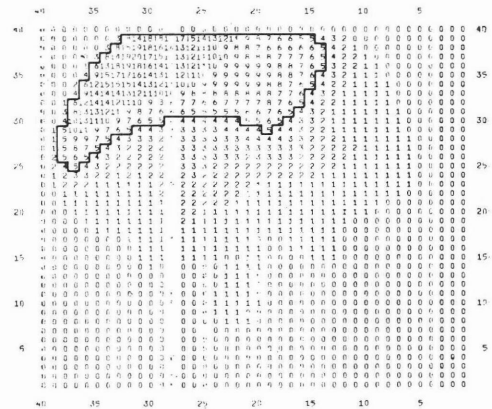
図14(b)は ^{198}Au -colloid による画像について平滑化の後、バックグラウンドの平均値以下の計数値を平均値に合わせ、 ^{75}Se -selenomethionine の計数値を割り算して求めたものである。ここで引き算法と割り算法を比較すると後者の方が脾による計数部分を強調するのに極めて有効である。即ち ^{75}Se -selenomethionine と ^{198}Au -colloid のデータについて、平滑化後肝臓部分での各絵素の計数値をそろえてあるため、そこではほぼ1:1に対応するが、脾の領域の計数値については、 ^{75}Se -selenomethionine の場合肝の領域の1/2で、 ^{198}Au -colloid

図12 図8と同一症例についての ^{198}Au -colloid によるシンチフォト



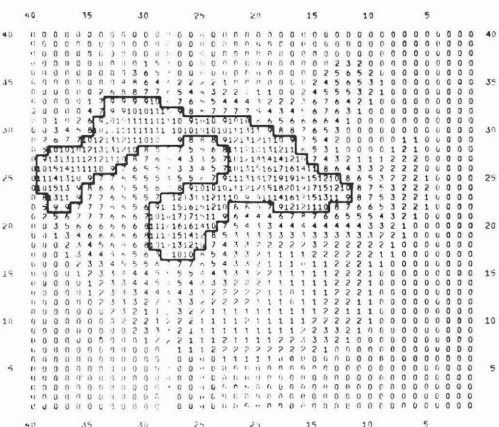
(a)

図13 図8のdataについての平滑化後の20分割出力



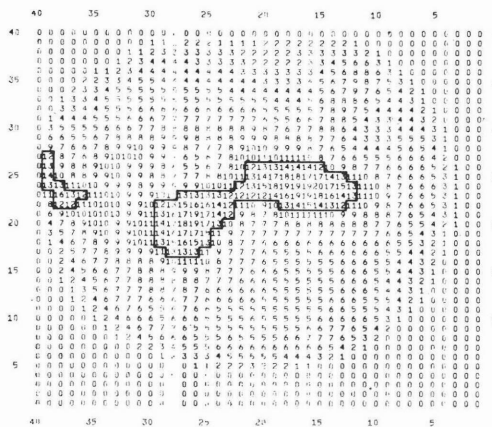
(b)

図13 図12のdataについての平滑化後の20分割出力



(a)

図14 腺描出のための2核種利用による引き算の結果を示す(本分参照)



(b)

図14 2核種利用による割り算の結果を示す(本文参照)

の肝以外のバックグラウンドが肝の領域の約10%であったとすると腺の部分が増巾されることになる。実際には γ 線のエネルギーの関係から ^{75}Se -selenomethionine による検査が先に行なわれ、次いで ^{198}Au -colloid による検査が患者の位置を動かさないうで行なわれるが、 ^{75}Se には400keVの γ 線が約10%存在するので、シングルチャンネルのウインドウ巾が広ければ、バックグラウンドの中に腺の影像がみられることになる。即ち ^{198}Au の量を少なく抑えることは必要であるが、これは腺の割り算によって得られる増巾率を小さくする。ここに表示したデータは ^{75}Se 400 μCi 、 ^{198}Au 40 μCi の例である。これら図14(a),(b)によりわかる通り、腺の形態描出には引き算より割り算が優

れた結果を示した。

IV. おわりに

電子計算機を利用して画像処理を行なう際に、平滑化に併用して特定の領域に最適なwindowを設定することは大変有効であり、前処理として重要な役割を果たすことがわかった。

二核種利用によるRI imageの処理では、腺の形態描出に各絵素の割り算により得た結果が有効であった。しかし腺による ^{75}Se -selenomethionineの取り込みに関して、計数値の有意性を失なわないためにはむしろ引き算が有利である。

文 献

- 1) Iinuma, T.A. and Nagai, T.: Repetitive correction for a finite resolving power of the collimator in scintiscanning. *Int. J. of Appl. Rad. Isotopes*, 18: 325-327, 1967.
- 2) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Koda, S.: Computer-focussing for area scans. *J. Nucl. Med.*, 9: 507-516, 1968.
- 3) 飯沼武, 永井輝夫: 微分 R I イメージ, 核医学, 5: 10-11, 1968.
- 4) Blanquet, P.C., Beck, C.R. and Palais, C.J.: Pancreas scanning with ^{75}Se -selenomethionine and ^{198}Au using digital-data processing technique. *J. Nucl. Med.*, 9: 486-488, 1968.
- 5) MacIntyre, W.J. and Christie, J.H.: A comparison of data averaging of radioisotope scan data by photographic and dimensional computer techniques. *Medical Radioisotope Scintigraphy*, I: 771-782, (IAEA), 1969.
- 6) Tanaka, E. and Iinuma, T.A.: Approaches to optimal data processing in radioisotope imaging. *Phys. Med. Biol.*, 15: 683-694, 1970.
- 7) Okumura, Y.: The application of the modulation transfer function to reduce unsharpness in scintigrams. *Int. J. of Appl. Rad. Isotopes*, 22: 49-52, 1981.
- 8) 鳥塚莞爾, 浜本研, 向中孝夫, 森田陸司, 高坂唯子, 鈴木敏: Scinticamera による RI image の computer processing に関する研究, 日医放会誌, 31: 119-132, 1971.
- 9) Overton, T.R., Heslip, P.G., Barrow, P.A. and Jelinek, J.: Dual-radioisotope techniques and digital image-subtraction methods in pancreas visualization. *J. Nucl. Med.*, 12: 493-498, 1971.

Summary

The Computer Processing on The Scintillation Camera Images

Kiyomitsu KAWACHI, Hiyoshimaru OYAMADA, Kouji HIROSO,
Masatoshi FUJII and Hiroyoshi ISHIBASHI

National Cancer Center, Tokyo

Nowadays, the images obtained from the scintillation camera have become the subject for the further digital computer processing, such as smoothing and contrast enhancement etc. In our radioisotope laboratory, there is a scintillation camera (Nuclear Chicago Pho/Gamma III) with 1600 channel pulse height analyzer, through which digital data can be obtained. However, no further equipments for the computer processing, such as magnetic tape or even tape puncher, are available at present and the digital data are necessary to be punched on the punch cards manually, which are then transferred to the computer (HITAC 8300) installed in the administration office at our hospital.

To get better visualization of the scintillation camera images than the original ones we are using fundamentally similar techniques as other workers have used; for example, 9 points smoothing and contrast enhancement by iteration method of two or three times. However, cold areas or areas of significant difference of counts are usually located in va-

rious count level and the application of the iteration method covering all the count levels at one time is sometimes not enough to visualize these areas.

From our studies it was found that the window setting technique, which provides the upper and lower count levels and performs contrast enhancement on the counts between these levels, clearly demonstrated the detailed structures of the area of interest. These levels are appropriately moved until it is found that the level is adequate.

It is known also that the subtraction method on the data obtained from two different nuclides are sometimes useful, especially to visualize the pancreas. In our studies, besides the above subtraction method, we tried to divide the data of ^{75}Se -selenomethionine by the data of ^{198}Au -colloid and successfully visualized the pancreas area with better contrast. We consider that the above-mentioned window setting method as well as dividing method on the data from two different nuclides are worthwhile to be tried.

* * * * *

* * * *