



Title	RIイメージのコンピュータ処理
Author(s)	木村, 和文; 西村, 恒彦; 梶谷, 文彦
Citation	大阪大学大型計算機センターニュース. 1974, 12, p. 39-48
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/65223">https://hdl.handle.net/11094/65223</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## RI イメージのコンピュータ処理

木 村 和 文\*

西 村 恒 彦\*\*

梶 谷 文 彦\*\*\*

### はじめに

生体に、RI (放射性同位元素) を投与して放出する $\gamma$ 線を体外から検出し、臓器の形態および機能の診断を行なう方法は、核医学における主要な手法である。ここに得られるRI情報には、シンチグラムと呼ばれるRIイメージデータ、レノグラム・ラジオカルデオグラムで代表されるRI時系列データ、それにシンチカメラによる時系列的連続像がある。これらのデータから診断に有効な情報をいかに抽出するか、あるいは、いかに視覚的に見易く表示するかは、RIデータ処理技術の課題である。この目的のため、デジタルコンピュータの導入が必要で、その利点は、①RI測定器で検出した原情報をほとんど損なうことなくすべて収集でき、②これに種々な処理を加えることにより必要とする多くの情報を抽出することができる、③イメージについても多くの表示方法が可能で、またこれらを併用することができる などである。

実際RIデータ処理は、医療分野へのコンピュータ導入の先峰の一つであるが、現在の共同利用の大型コンピュータでは、医療の特殊性による夜間使用の問題があり、専用でないためデータの収集がオンラインで困難である。かつデータ処理に関しても、処理結果を見ながら試行錯誤的に行なうことが困難であり、またこの目的に適切なディスプレイ装置を得がたい等の難点がある。それ故、臨床的には、計測器の一部としてミニコンピュータを使用し一定の処理を行なっているが、将来ミニコンピュータをサテライトとし、大型コンピュータとの接続により、高次のデータ処理の発展が望まれる。本稿ではRIデータをデジタルデータとして収集し、処理表示するRIデータ処理装置と、この装置を使用する我々の最近までの成績を記述する。

### 1. RI データ処理装置

シンチカメラの付属装置としての1600,あるいは、4096チャンネルの2パラメータ波高分析器は、かなりのデータ処理能力をもつ専用機として普及してきたが、最近の急速なデータ処理技術の発展に伴って、処理能力および分野の拡大の必要性が生じ、汎用コンピュータによる多

---

\* 大阪大学医学部附属病院中央放射線部

\*\* 大阪大学医学部第一内科情報科学研究室

\*\*\* 大阪大学工学部電子工学科制御電子講座

様、高度なデータ処理が要求されるようになった。しかし共同利用の大型コンピュータには、上述のような難点がある。そこで、ミニコンピュータを用いたオンライン式のデータ処理システムの構成の有用性が考えられる。我々も昭和44年附属病院中央放射線部に HITAC-10 を用いた R I データ処理装置を導入した (図 1)。

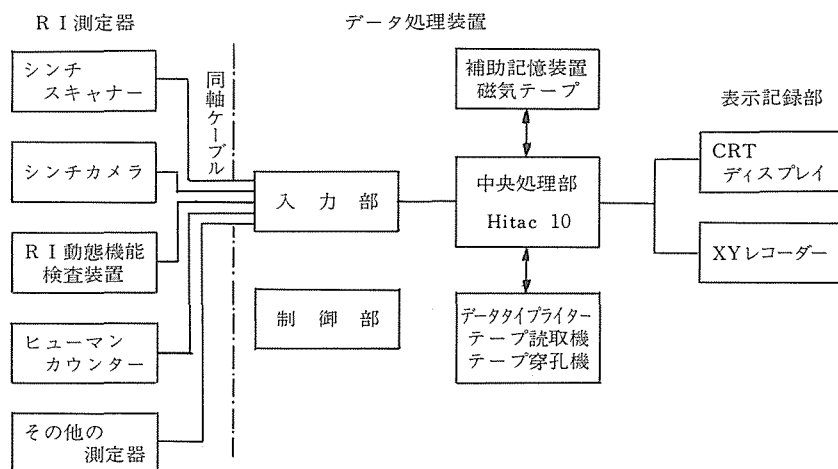


図 1 R I データ処理装置のブロック図

本装置は、シンチスキャナー、シンチカメラ、レノグラム装置、ヒューマンカウンター等の R I 測定器に接続しオンラインでデータの収集記憶、処理、表示するものである。

現在我々はこの装置をルーチンワークに供しているが、その後ハードウェア的にもメモリの増設を行ない、またソフトウェアの開発を重点的に行ない、かなり整備された体系をもつようになっている (表 1)。

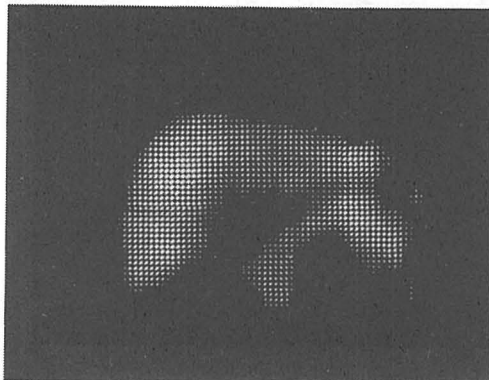
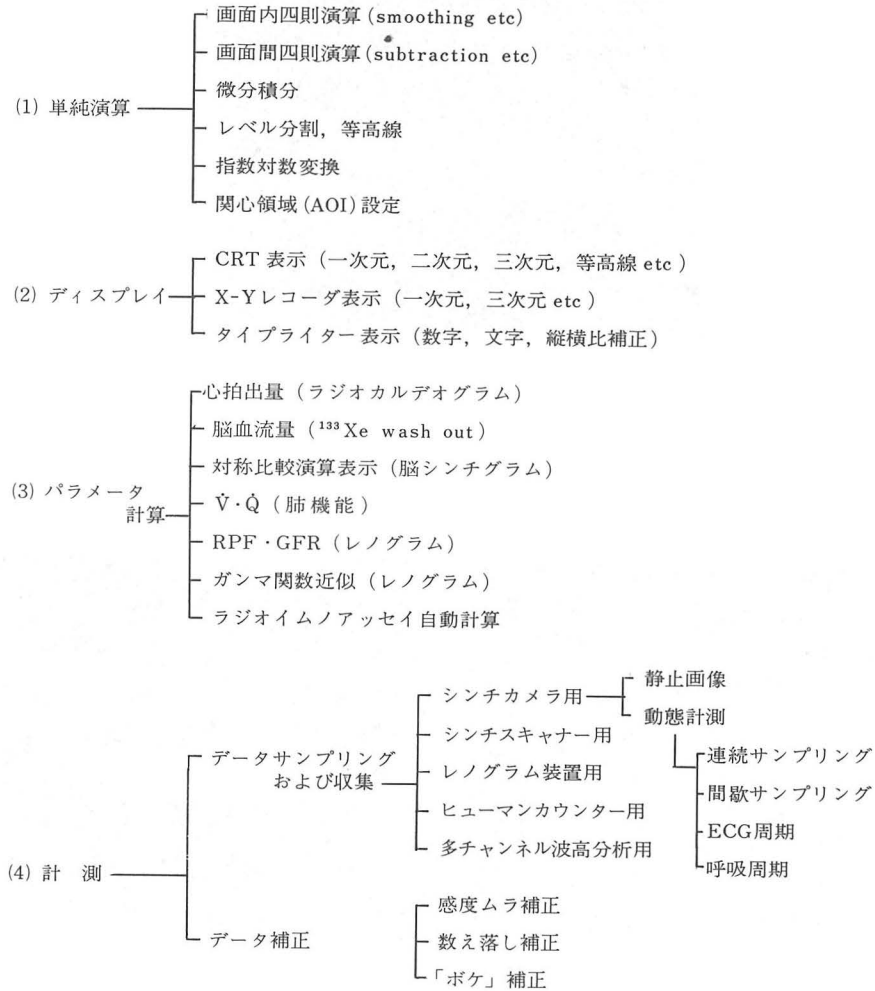
しかしメモリ等においてミニコンピュータの限界があり将来大型コンピュータとの接続によるデータ処理が必要と考えられている。

## 2. RI イメージ処理

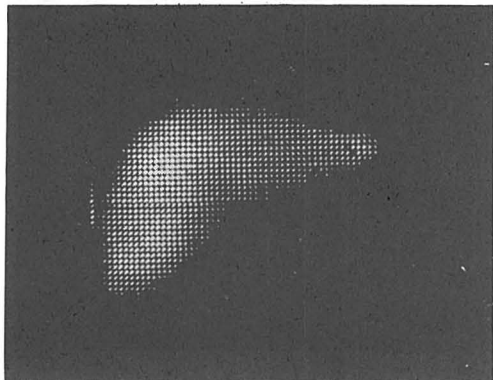
シンチグラムは、R I 集積による濃度分布を画像として描くものであり、その分布異常、集積欠損などにより疾病の診断に用いられる。しかし R I 情報のバラツキによる誤差を補正するのにスムージングが有効であり、また差分処理により臓器の輪郭を描くことができる。実際にこれらの内蔵している処理プログラム (表 1・(1)) を使用して臨床上有用な情報を抽出できる。たとえば脾シンチグラムは、 $^{75}\text{Se}$ -セレノメチオニンを使用するが、脾臓のほかとくに肝臓に大量高濃度に集積するので、シンチグラム上肝イメージと重なりその境界の判断に苦しむ。そこで  $^{178}\text{Au}$ -コロイドによる肝シンチグラムを同時に行ない、 $^{75}\text{Se}$ -イメージから  $^{198}\text{Au}$ -イメージの差引演算を行なうと明瞭な脾イメージが得られる (図 2)。

処理後のディスプレイ方式としては、表 1・(2)のような方法がある。今脾シンチグラムにお

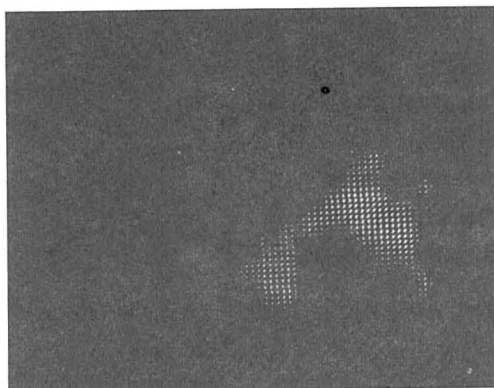
表1 ソフトウェア体系



A.  $^{75}\text{Se}$ -セレノメチオニンによるシンチグラム



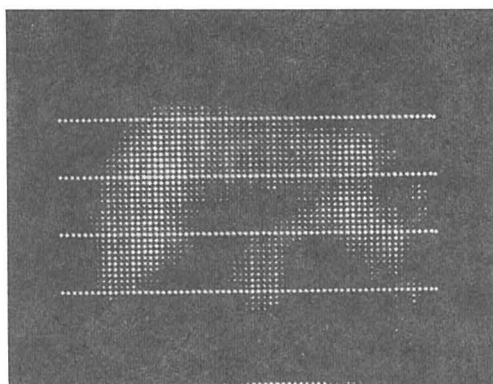
B.  $^{198}\text{Au}$ -コロイドによるシンチグラム



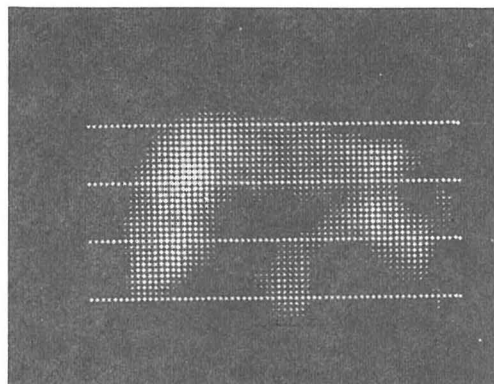
C. subtracted scintigram

図2 肝イメージのサブトラクション

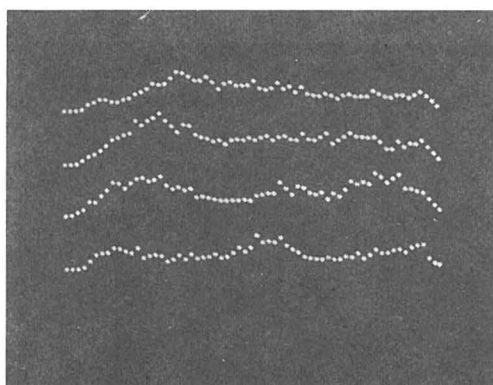
ける ( $^{75}\text{Se}$ -セレノメチオニン使用) 種々のデータ処理およびディスプレイを列挙する。



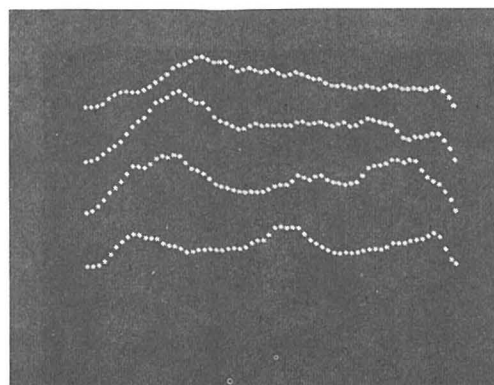
A. Original 二次元



C. Smoothing 後二次元



B. Original 一次元



D. Smoothing 後一次元

図3 二次元マップ表示と一次元プロフィール表示と smoothing の効果

図3はスムージングの効果の二次元マップ表示（輝度変調）およびその上に引いた輝線に対応する一次元プロフィール表示である。図4は三次元鳥かん図表示である。適当な方向・角度で観察すると臓器内のR I濃度の僅かな変化をよく捉えることができる。図5はスライス表示で、任意の計数レベルあるいはそれ以上、以下のレベルの領域を表示し必要によりその領域面積、計数の合計をタイプアウトするものである。図6は関心領域設定法で動態の計測を行なう場合には連続多画面におけるこの部分のヒストグラムを描くことができる。図7はタイプライターによるディスプレイの例であり計数の最大値、最小値を5分割し0-4の数字で表示したものである。

以上のような処置は、ルーチンに使用しているが、主としてディスプレイの為のいわば前処理であり演算内容としてはごく簡単な加減算を行なうにすぎない。デジタル量として収集されたデータからは、もっと多くの定量的情報が描出できるはずである。ディジタルイメージからどのような診断的特徴を取出すか、経時的摂取曲線をいかに解析するかは、今後の自動パターン認識、自動計測による診断につながる課題であろう。最近我々はイメージ処理の試みとして脳シンチグラムにおいて左右脳半球間の対称部位の計数を比較し、簡単な有意差検定を行な

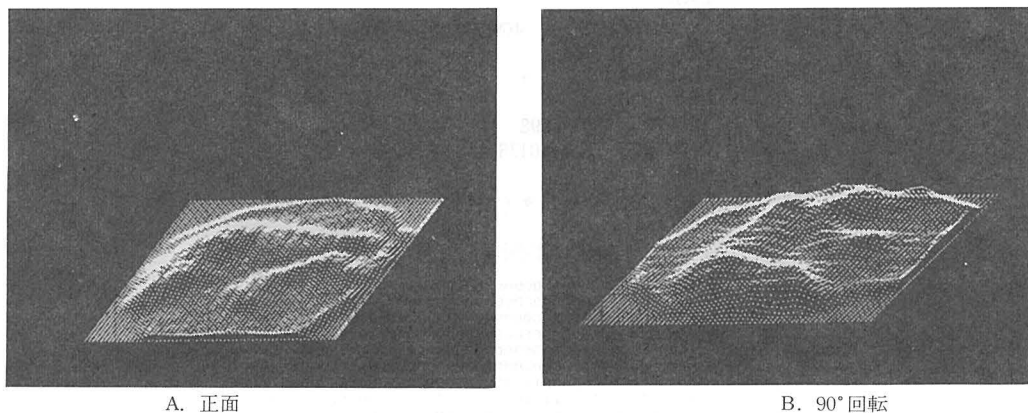


図4 三次元鳥かん図表示  
(周囲の円はシンチカメラの  
視野の輪郭)

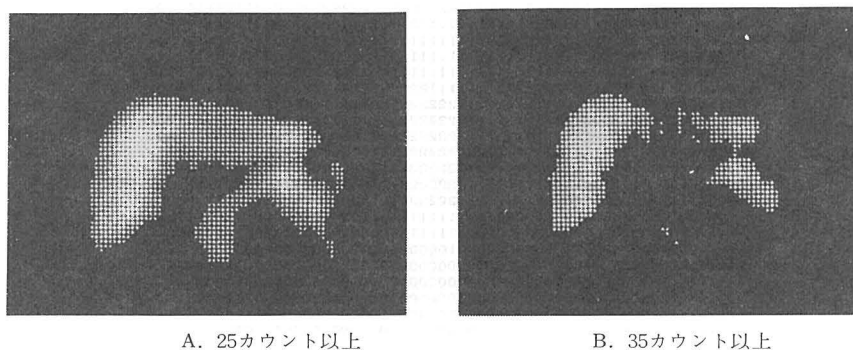
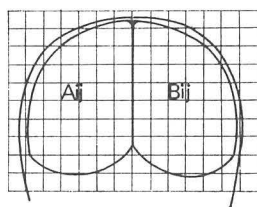


図5 スライス表示

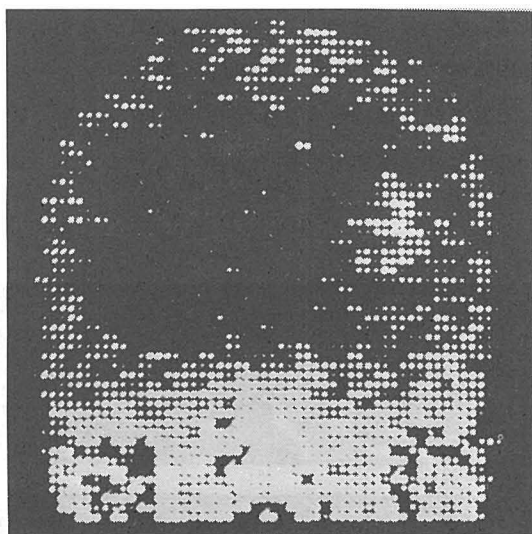


ってとくに差の少ない R I 集積部位を検出する方法を開発した(図 8)。この方法は脳腫瘍、脳血管障害のシンチグラムの診断に有用である(図 9)。

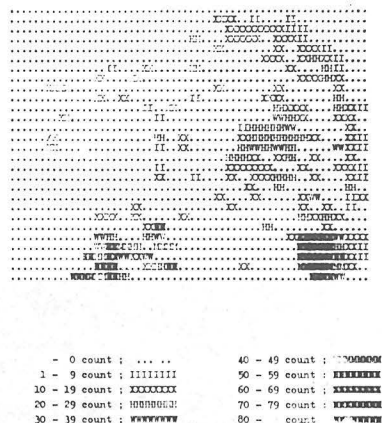


Aij, Bij を正中線に対する対称部位とする。  
 $Cij = Aij - Bij$ ,  $Dij = Bij - Aij$  を求める。  
 $Cij$ ,  $Dij$  が負の場合および標準偏差  
 $\sqrt{Aij + Bij}$  より小さい場合はこれを棄却する。  
 $Aij$ ,  $Bij$  を  $Cij$ ,  $Dij$  に置換して表示する。

図 8 脳シンチグラム対称比較法の方法



CTR 二次元表示 (処理前)



処理後のタイプライター表示

図 9 対称比較法による脳シンチグラムの処理

また自動計算の例として、ラジオカルデオグラムより心拍出量等をオンラインで計算するプログラムを作成した。レノグラムより各種パラメータを自動計測するプログラムなども作成できるよう。我々は、その一環としてガンマ関数によるレノグラムのフィッティングを行なっている。そのほかラジオイムノアッセイなどに際し自動ウェル型シンチレーションカウンターに接続して 2～3 本の標準試料により標準曲線を自動設定し引き続いて被検試料を測定することによりホルモン含量を自動計算するプログラムなども考えられる。表 1・(3)は今後の作成予定も含めてのソフトウェアである。



一方上記のごときデータ処理の前提として計測データを補正し正しいデータとして収集することが必要である。表1・(4)はこれらのソフトウェアである。

シンチカメラにおける画面内の感度は、原理的に一様でなく、よく調整された時でも±10%程度のムラがあり定量的なデータ処理を前提とする時間問題となる現象である。我々の感度ムラ補正のプログラムは原理的には一様線源を計測、各絵素毎に逆数を求めてこれを実際の計測データに掛けあわせるものである。図10は一様線源に適用したもの、図11は脳シンチグラムの例である。

またシンチグラム画像には、R I崩壊のランダム性による統計的誤差と、コリメータの特性による「ボケ」が含まれ、得られた像は、真の体内のR I分布とは異なったものであり、これもR Iイメージ処理の課題となっている。統計的誤差を除去する方法として位相のずれのない重みづき9点移動平均法などがある。計測器からくる「ボケ」は、たとえば一点にだけR Iがあるとすれば、そのレスポンスが一点にならず周辺に広がってしまうことである。この線源に対するレスポンスは「点拡がり関数」といわれている。そこで点拡がり関数を利用して真のR I分布に近い像を得る方法が考案された。これは、デコンボリューションにより近似しようとするものである。図12は理想的コリメータによる観測パターンである。図13は、イタレーション法によりこれを行なったもので3～10回の繰返しである程度像は改善されるが、原パターンの一致性という点では、まだまだ改善の余地がある。このほか二次微分演算子を用いるデジタルフィルター法についても検討し良好な結果を得ている。

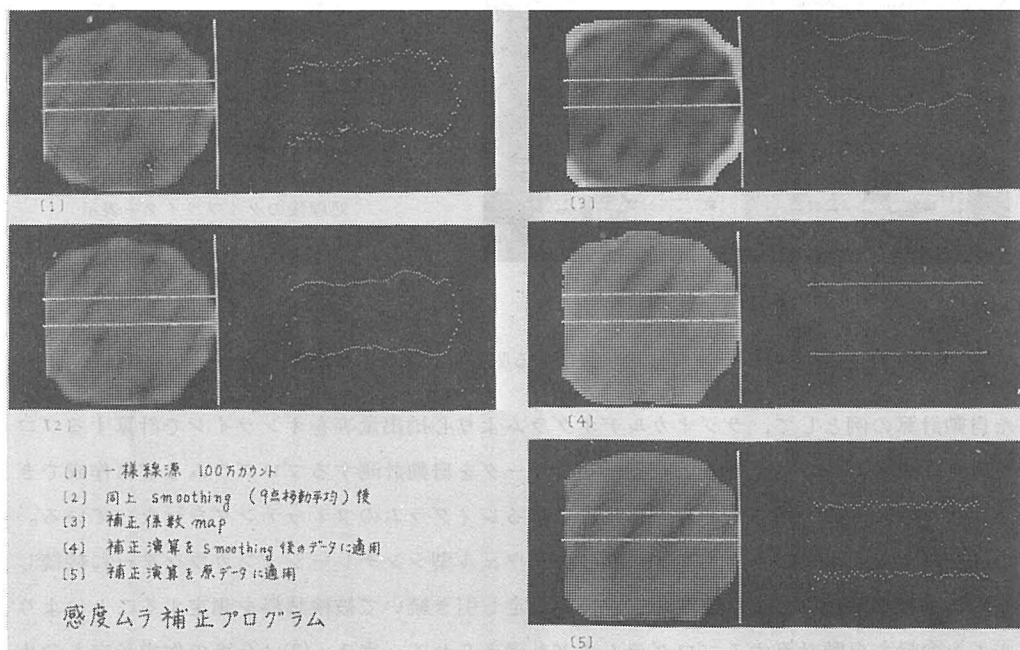


図10 感度ムラ補正

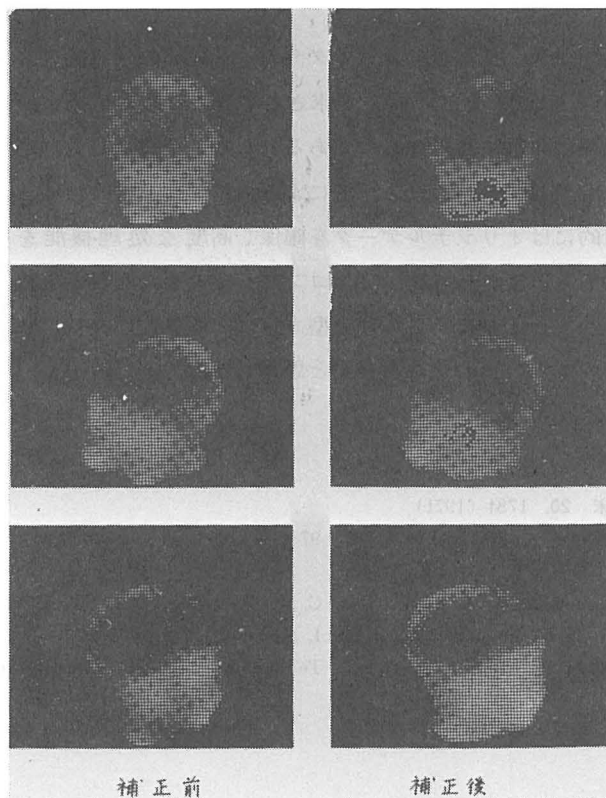


図11 脳シンチグラム例

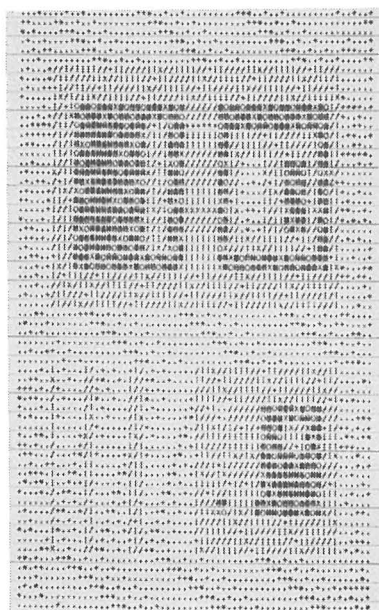


図12 理想的コリメータによるパターン

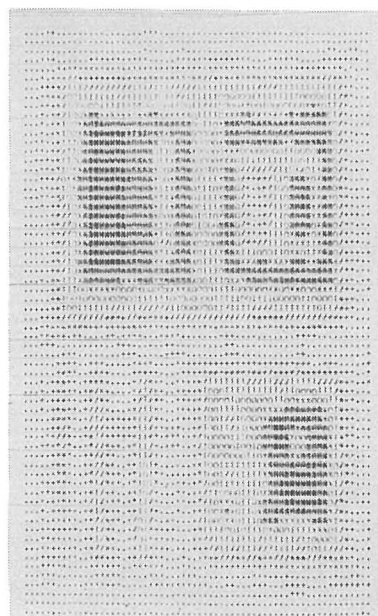


図13 逐次近似を7回行なったもの

## おわりに

R I データ処理は、従来、主としてシンチグラムイメージの視覚的改善を目標として各種ディスプレイ法、「ボケ」補正法などの面で追求されてきた。図形認識は、最終的に、肉眼による以上これらの処理は非常に有用なものである。しかし今後は、更に定量的、機能的診断の為に有効パラメータの自動抽出、パターン認識による自動診断などへの要求が高まるものと思われる。このような目的にはオリジナルデータを確保し高度な処理機能をもつデジタルコンピュータ技術は不可欠であろう。それ故、ミニコンピュータを計測器と接続し、その一部として使用しその利点を生かすとともに、さらに大型コンピュータとの接続による高次のデータ処理は、今後のこの分野の多大の発展をもたらすと思われる。

## 文 献

1. 木村和文：総合臨床 20, 1784 (1971)
2. 木村和文, 梶谷文彦, 西村 博：臨床科学 8, 97 (1972)
3. 星 充, 木村和文：日本臨床 31, 552 (1973)
4. Bruno, F. P., Brookeman, V. A. & Williams, C. M.: Radiology 96, 658 (1970)
5. Nagai, T., Fukuda, N & Inuma, T. A.: J. Nucl. Med. 10, 209 (1969)
6. Nishimura H., Kajiya F, Kimura, K, et all. Technology reports of the Osaka University, 23, 23, 261 (1973).