

# 放射線画像の伝送処理システム

高谷邦夫 上原敏光 吉本千禎 中村鎮雄  
北海道大学応用電気研究所 同大型計算センター

## 1. 緒言

ラジオアイソトープはガンマー線の透過性のある元素でラベルされた薬品がその性質によって選択的に臓器に集る事を利用して非観血的計測に医学分野で利用されている。計測の内容はガンマー線の分布と画像として観測し腫瘍などの検出を行うもの。ガンマー線の強度を時間的変化として計測し代謝の動態機能を表すパラメータを求めるものに大別される。前者はシンチグラムであり、後者は臓器機能を測るレノグラムに代表される。ここではシンチグラムに関する計測および表示について生ずる問題を情報工学的に解決することを試みた。

シンチグラムとして得られる画像は崩壊がポアソン分布に従うランダムな過程である事に依存するノイズ、γ線検出を行うシンチレータのコリメータの広がり関数に起因するぼけ、および観測対象である人体の呼吸等によるぶれを必然的に含む画質の悪い画像である。計測法の改善により画質向上を計れるものもあるが、病院を広く用いられているガンマーカメラやシンチスキャナを対象とした画質向上は電子計算機による画像処理が最も適している。しかし、画像を対象とした処理は画素に分割した方法を採用限りデータ量が莫大になり比較的大型の計算機を必要とする。そこでこの画像処理を病院の放射線部で手軽に利用できるようにするために画像伝送を行える端末装置を開発し、同時にこの端末に各種画像処理をサービスする放射線画像伝送処理システムを開発した。

シンチグラムを得る測定器としてガンマーカメラおよびシンチスキャナがあるが、前者は検出したγ線の $(x, y)$ 座標を計るものであり全画面を短時間に計測するが、後者は画面をスキャンして強度のみを測定する。シンチスキャナの方がコリメータの精度が高いこと、計測パルスの頻度が低く電話帯域の3KHZの中で直接伝送が可能で、イメージバッファ等が不要で廉価な端末を作れる等の便があるため、計測に要する時間は長い事はやむおえないとして、シンチスキャナの方を対象に選んだ。

又処理した画像と原画像との対比が診断上重要なため、表示方法は現在用いているドット式、又は光学式のコピーを同じ大きさ、型式で得られる事に留意して、臨床応用を医師側の不要な負担を減らすことにより実現した。

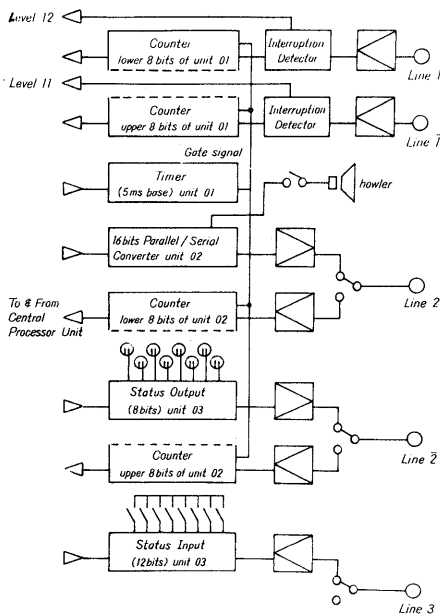
## 2. シンチグラムのアナログ伝送

シンチスキャナ端末の主たる機能はシンチスキャナ(東芝 RDA-207-3)で得られたシンチグラムを電話回線に乗せて主計算機に送ること、および主計算機で画像処理されたシンチグラムを受信してシンチスキャナで画像を再生することおよび各処理プログラム選択起動と条件設定を行なう制御の三つである。シンチスキャナはシンチレータを図1の如くスキャンし体の計測部位をカバーする。

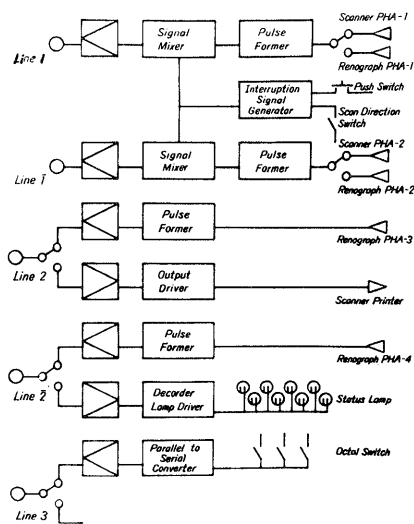
画像を構成するための信号としては、 $\gamma$ 線をNaIの結晶で光に変換したものを光  
 増倍管で増やし、波高分析器であるエネルギー帯のものを抽出した画像信号とス  
 クランの往復運動の方向変換信号の二つである。これらの信号を通信回線で伝送  
 するために通常のデータ通信で行う符号伝送と、直接画像信号等を伝送するアナ  
 ログ伝送がある。ここでは次に挙げる理由でアナログ伝送に分類されるパルス伝  
 送を採用した。

- i) 通常患者に授けられるREから得られるカウントは1000 cps位であり、  
 商用回線 300 ~ 3400 Hz の帯域に入るパルス列を計測している。
- ii) 計測された画像信号を端末側で計数し伝送すると伝送誤りに影響されや  
 すくなる。
- iii) 端末装置にカウンタやエンコーダのようなもの、場合によっては記憶部  
 と付加する必要があり、主計算機側で何台か用意し共用した方が全体の  
 システムとなる。
- iv) シンケシステムの測定には通常10~40分の時間を要するので、メモリな  
 しの端末では伝送時間の短縮を計ることが不可能であるから、コード化  
 する必要性が生じない。

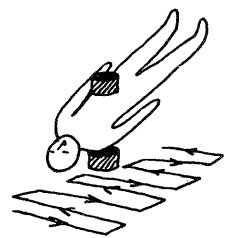
試作したシンケシステム端末および主計算機側の制御装置のブロックダイヤ  
 グラムを 図2A および 図2B に示す。通信回線のオ1組はスクランの上部下部の  
 シンケレータからの画像信号および方向変換信号を主計算機に送り、オ2組は主  
 計算機から処理したシンケシステムの画像信号および主計算機の状態を受け、オ3  
 組はテレタイプに使用している。主計算機側の制御装置の構成は4個の8ビット  
 カウンタ、方向変換の測込み発生回路、16ビットの並列直列変換器、画像の画  
 素  $4 \times 4$  mm の計数値を制御するタイマー等であり、現在は1ユニットのみであ  
 る。使用している電子計算機システムはTOSBAC-3000/M のDualシステム  
 であり、磁気テープ、ディスクパック、ドラム等にとられるファイルと通信回線  
 制御装置および最低4K語の記憶容量で動作する。



オ2図 B



オ2図 A  
2



オ1図  
シンケレータと  
スクラン方向

### 3. ソフトウェアシステム

放射線画像伝送処理システムは現在1端末にのみサービスする多重処理をしないオペレーティングシステムのもとに、端末側および主計算機側のタイプライタから操作でき、任意のプログラムを呼出し、制御し、実行を行なえる。オペレーティングシステムの機能として次のものを有している。

- i) ジョブ制御 0.4K
- ii) ファイル管理 0.6K
- iii) テレタイポ制御 1.0K
- iv) 画像処理用サブルーチン 0.4K

このオペレーティングシステムの管理下では、プログラムの起動はジョブマークを打鍵することにより始まる。常に続いて PROGRAM, WAIT, STOP のいずれかが出てくる。もし PROGRAM が出ればプログラム番号を打ちこむだけよい。プログラム動作中であれば WAIT が出るし、オペレータがプログラム完了を指示するものは STOP がでる。

ファイルの構成は1ブロック80語からなり、先頭の1ブロックがラベルになっている。1ファイルの大きさはプログラム、画像等によって変る可変長である。ラベルの内容はファイルのアクセスに用いる識別番号 ID、(プログラムは10進5桁、データは日、日、順番で作られる10進5桁の数) ファイル名8文字、ファイルの種類(プログラム、原始データ、処理データ、エンドファイル) スキヤン速度が記入されている。1ブロック80語は通常の検査がピッチ4mm中のスキヤンを行うので、1画素は4×4mm<sup>2</sup>に設定されているので、32cmの左右スキヤン巾を格納できる。1語は上下のバイトに分割され、それぞれに下部、上部のシンケレートからのデータを格納する。ファイルの OPEN, CLOSE はすべてメッセージを伴う。

テレタイポ制御は割込み処理、ASC-II ⇔ フレキシコード(内部)の交換、数値データの入出力サブルーチンを含む。

画像処理用サブルーチンは主として Convolution 演算を容易にするためのブロックデータの移動、インデックスによるデータ取出し等の機能が中心である。演算は処理速度向上と記憶装置の制限からすべて固定小数点で行う。

ファイル管理、画像処理用サブルーチンによる集中管理のため各ジョブプログラムには0.6Kの領域しか割当てていないがすべてこの範囲で動作する。現在は磁気テープファイルが主になっているので、ファイル検索時間の方が処理時間より長くなる傾向がある。

### 4. ジョブプログラム

上記オペレーティングシステムの下で動作する個別のジョブプログラムは多数用意されているが、病院のR工検査室から呼出して使用できるもの、呼出しは可能だが結果は主計算機側でのみ得られるもの、オペレータの介入が必要で主計算機側でのみ使用可能なものに別けられる。ここでは病院端末から使用できるものに限定して説明する。次に各ジョブプログラムのプログラム番号、ファイル名称およびその機能を表にした。プログラム番号に\*を付したものはオペレータがジョブの終了の権限を有するものである。

100*	SENDDATA	発始シンチタラムの端末から主計算機への伝送
101*	RECVSINGL	処理シンチタラムの主計算機から端末への伝送
102	PRNT-LBL	ファイルのラベル内容のプリント
103	DUMP-DTA	シンチタラムの16進数表現による文字ディスプレイ
104	SOSMOOTH	標準偏差値よりずれた画素を検出しマークする
105	SLICEIMG	設定された上下限の範囲の画素を16進でプリント
106	MESSAGES	端末から検査予定のメッセージ伝送
107	FILTERMT	5×5のフィルタマトリックスによるフィルタ
108	COLLIMTR	13画素をカバーするコリメータ補正用フィルタ
109	POISSON	画面の7×7領域の分布がポアソン分布かの検定
110	END-INFM	システム使用のサービス終了通知
111	HISTOGRM	4画で囲まれる凸領域のヒストグラム計算
112	EDGE-EHC	勾配の絶対値によるリム郭抽出
113†	RESPIRTY	呼喚性移動によるぶれの補正 (未完成)

#### 4-1 シンチタラムの送信 (ID=100)

通常の検査ではシンチタラムを得るのに径線のスキャンを利用し画像を得るのでデータは奇数行と偶数行のうめ方が異なる。偶数行でどの位置からデータの格納を開始するかをスキャン速度を指定してもらって時間計測してスキャン中を求め、その位置から逆方向に格納する。1スキャン毎にスキャン方向が反転しそれに対応して、データ格納の方向も反転する。1スキャン分のデータが得られるとすぐ磁気テープにデータの転送を行なう。1データは4×4mm<sup>2</sup>の大きさで規定されているので、サンプル時間はスキャン速度毎に異なる。

#### 4-2 シンチタラムの受信 (ID=101)

画像処理を行ったシンチタラムにより診断するために磁気テープにファイルされているシンチタラムをシンチスキャナの打点および光学記録部に透過するプログラムである。スキャナの最高速度で受信すると方向反転の際の停止時間のばらつきから奇数行と偶数行の位置ずれが生じるため、ここではデータ伝送はスキャンの一方のみを用いている。従ってスキャン中の測定も不要となり安定した画像伝送が行われる。

#### 4-3 特異データの検出 (ID=104)

このプログラムは統計的画像処理プログラムの一つである。線源の崩壊過程はもし線源の分布が一様ならば、ある計数値(≤10)が得られた画素の数の分布は、計数値 $k$ に対して次のポアソン分布に従うことが知られている。

$$p(k) = \frac{\lambda^k}{k!} e^{-\lambda}, \quad \text{平均値 } \mu = \lambda, \quad \text{分散値 } \sigma^2 = \lambda$$

5×5の局部領域に対して、その中心のデータ $x_{ij}$ を次のように置換する。

$$\begin{aligned} \bar{x}_{ij} &= M_{ij} & \text{もし } |x_{ij} - M_{ij}| &\leq a\sqrt{M_{ij}} & \text{但し} \\ &= "+" & & x_{ij} > M_{ij} + a\sqrt{M_{ij}} \\ &= "-" & & x_{ij} < M_{ij} - a\sqrt{M_{ij}} \end{aligned} \quad M_{ij} = \frac{1}{25} \sum_{i=0}^2 \sum_{j=0}^2 x_{i+m, j+n}$$

$a$ が1のとき32%、 $a=1.5$ で14%の危険率で+又は-にマークされたデータが特異データであるか、もしくは線源の一様性が保証されないものである。

4-4 γ線強度分布図のプリント (ID=105)

ある指定した範囲の計数値を有する画素の分布を知るために次の演算を行なう。

$$\bar{x}_{ij} = x_{ij} / D \quad \text{もし} \quad x_{lw} \leq x_{ij} \leq x_{up} \quad x_{lw}: \text{下限値}$$

$$= \begin{matrix} \bar{x} \\ \bar{y} \end{matrix} \quad \text{もし} \quad x_{ij} < x_{lw}, \quad x_{ij} > x_{up} \quad x_{up}: \text{上限値}$$

特にバックグラウンドと呼ばれる被測定対象以外から来るγ線を除いて行った画像はノイズの除去が行なわれかつ後述するフィルタ処理のように高域周波数特性を高たさせない画像を得ることが出来る。

4-5 畳込み積分によるフィルタリング (ID=107)

5×5の画素をカバーするフィルタマトリックスとシンチタラムの畳込み積分を行ない、適当な周波数特性でフィルタリングを行った画像を作る。任意のフィルタマトリックス  $g_{mn}$  と規格化定数  $d$  に対し、中心データ  $x_{ij}$  は

$$\bar{x}_{ij} = \frac{1}{d} \sum_{-2}^2 \sum_{-2}^2 x_{i+m, j+n} g_{mn}$$

で置換される。 $\bar{x}_{ij}$  が0の場合0とするか  $|\bar{x}_{ij}|$  とするかを選択しうる。このフィルタによりハイパス、ローパスフィルタが実現でき、バンドパスは2回用いる事で実現できる。

4-6 コリメータのフィルタによる特性補償 (ID=108)

本質的には前項と同じ畳込み積分によるフィルタリングを行なうが、取り扱える周波数帯域を広くするためにフィルタマトリックスが13×13の大きさであること、およびフィルタマトリックスの値の設定が半径方向に行なわれ、効果的にはシリンダリカルなフィルタとなっている。

4-7 ポアソン分布に対する適合度検定 (ID=109)

比較的1画素当りの計数値が小さいときに、計数値に対するヒストグラムはポアソン分布となる。そこで7×7画素をサンプルデータとして得たヒストグラムとその領域の平均カウント  $\lambda$  から求める理論度数の適合度を検定し、指定した有意水準でポアソン分布とみなし得る部分のみのイメージを作る。つまりポアソン分布である仮説を棄却された所はその近傍のデータの一様性が疑い、所であり、産物等の存在を疑う必要があることを意味する。今7×7のマトリックスの中心  $(i, j)$  に対し得られた計数値  $k$  の観測度数を  $f_{ij}^k$  とすると、平均計数値  $\lambda$  に対する理論度数  $F_k$  により  $\chi^2$  検定は次のように行われる。

<帰無仮説>  $f_{ij}^k$  の観測度数分布はポアソン分布の理論度数に適合している。

<  $\chi^2$  の計算 >

$$\chi^2 = \sum_{k=1}^{24} \frac{(|f_{ij}^k - F_k| - 0.5)^2}{F_k}$$

但し

$$F_k = 49 \frac{\lambda^k}{k!} e^{-\lambda}$$

<判定>  $\chi_{ij}^2 \geq \chi_{\alpha}^2$  有意水準  $\alpha$  で仮説棄却 (ポアソン分布でない)  
 $\chi_{ij}^2 < \chi_{\alpha}^2$  " " 採択 ( ) を否定できない

4-8 シンチタラムの任意領域のヒストグラム (ID=111)

与えられた4英を結んで作られる凸な4角形で囲まれた領域の計数値に

対する画素の数のヒストグラムを求め、棒グラフにて表示する。同時に計数値の平均および分散値も計算し、画像データを統計的・病理学的検討に使用できるようにした。

#### 4-9 輪郭線の抽出 (ID=112)

輪郭を抽出するためには勾配によるものと高域特性の通過させるフィルタ(ラプラスフィルタ操作)によるものがあるが、ここでは線形なフィルタで実現できない、勾配によるものを実現した。3x3の領域を考へ、その中心値  $x_{ij}$  を

$$\begin{aligned} \bar{x}_{ij} = & d_1 | x_{i+1,j+1} + x_{i+1,j} + x_{i+1,j-1} - x_{i-1,j+1} - x_{i-1,j} - x_{i-1,j-1} | \\ & + d_2 | x_{i+1,j+1} + x_{i,j+1} + x_{i-1,j+1} - x_{i+1,j-1} - x_{i,j-1} - x_{i-1,j-1} | \\ & + d_4 | x_{i+1,j+1} + x_{i,j+1} + x_{i+1,j} - x_{i-1,j-1} - x_{i,j-1} - x_{i-1,j} | \\ & + d_8 | x_{i+1,j-1} + x_{i,j-1} + x_{i+1,j} - x_{i-1,j+1} - x_{i,j+1} - x_{i-1,j} | \end{aligned}$$

ここで  $d_1, d_2, d_4, d_8$  は勾配計算の方向を指定するビットで1か0の値をとる。このプログラムでは4方向の平均値間の差を取っているために、軽度の平滑化が行われるので、輪郭線の抽出のみならず、比較的小さな分布の凹凸の検出にも適している。

#### 4-10 呼吸性移動によるシンチタラムのぶれの補正 (ID=113)

シンチタラムは頭、甲状腺等を除くほとんどのものが呼吸運動により臓器の移動を受けるので、特に計測時間の長いスキャンシンチタラムではこれが像のぶれとなって画質の低下を来す。使用しているスキャナが上下1対のシンチレータを有するので特に肝シンチタラムに対しては下部シンチレータを横隔膜直下つまり肝の下縁に当てて固定することにより呼吸による肝の移動量を計測できる。従って、得られた呼吸曲線をX線テレビ等と適当にセマリレートすることにより、スキャンしている上部シンチレータの計数値を臓器の正しい位置に戻してやることが出来る。13スキャン分のバッファ領域を用意し、あらかじめ呼吸曲線を合せて記録したファイルの計数データをそのバッファ領域の呼吸移動量を修正した位置に再分配してやる。今データ  $x_{ij}$  の呼吸移動量が  $k$  であったとするとバッファ領域の  $y_{i,j+k}$  の値は次のように累積される。加算回数は  $n_{i,j+k}$  である。

$$y_{i,j+k} = y_{i,j+k} + x_{ij}$$

$$n_{i,j+k} = n_{i,j+k} + 1$$

呼吸移動の修正範囲  $\pm 24 \text{ mm}$  をこえたものに對して次の演算を行なう。

$$y_{i,j+k} = y_{i,j+k} / n_{i,j+k} \quad \text{もし} \quad n_{i,j+k} \neq 0$$

$$= \frac{1}{9} \sum_{m=-1}^1 \sum_{n=-1}^1 y_{i+m,j+k+n} \quad \text{もし} \quad n_{i,j+k} = 0$$

1語16ビット中  $y_{i,j+k}$  に12ビット、 $n_{i,j+k}$  に對して4ビットの分配をしているので15回以上同じ位置の測定値があった場合はそれ以降のデータは使用しない。

#### 5. シンチタラムのフィルタリングに関する考察

前述したように大きさの異なるフィルタマトリックスとの畳込積分を行なうプログラムが用意されているので各種の周波数応答を行なうフィルタをマトリックスの値を設定するだけで実現することが出来る。しかし如何なる周波数応答が望ましいかという事に対する、シンチタラム診断上の論拠が全くないために現在の所工学的基準を設定して、それに従ったフィルタを求めるとは方法はない。

い。もし医学的観点からの最適フィルタを求めるとすると、呼吸性変動による影響、コリメータによるぼけの補正を加えた最も正しいと思われるシンチグラフィの臓器別、疾患もしくは症状別の分類に対して、2次元のフーリエ解析を行ない、正常群との差に対する主成分分析をする必要がある。この才1~才3主成分程度までを強調するかもしれない。それの計による像の再生を試みれば対象とする分類の診断は容易になるはずである。しかしこの研究の現段階では才1まで到達していないので、ポアソンノイズと測定に用いているコリメータの広がり関数から望ましいフィルタを検討する。シンチグラフィを見づらくしているノイズがポアソン分布に従う確率過程にのみ基づくとすると、ノイズ成分は無相関であり、その周波数スペクトルは直流から規格化された周波数0.5まで一様に分布する。従って自己相関関数は次の大きさを有する関数である。

$$N = \int_{-\infty}^{\infty} g(x) dx$$

ここで  $g(x)$  は半値  $\sigma$  を有するコリメータの特性を表し、ガウス分布で近似される。つまり  $g(x) = A \exp(-\frac{x^2}{2\sigma^2})$

つまりフィルタの伝達特性 MTF (Modulation Transfer Function) は

$$G(f) = N \exp(-2\pi^2\sigma^2 f^2)$$

となり、ローパスフィルタを通して観測していることになる。そこで信号エネルギーとノイズのエネルギーが等しくなる臨界周波数は

$$|G(f)|^2 = N$$

で与えられる。近似的に次のようになる。

$$f_{\lambda} \approx \frac{0.57}{\sigma} (\log_{10} N)^{\frac{1}{2}}$$

実際の例にあてはめると 5 cm の焦点距離を有するコリメータの半値幅が 16 mm であり、これは画素数で4であるから  $\sigma = 4$ 。1画素当りの計数値が 100 カウンツであるとすると  $f_{\lambda} = 0.2$  となり臨界周波数は意外に低いことがわかる。又 S/N比では

$$S/N = \sqrt{N} \exp(-2\pi^2\sigma^2 f^2)$$

となり  $\sigma$  が小さく  $N$  が大きい程高画質の画像が得られることが言える。才3図に1スキャンに撮像が1, 2, 4の大きさのものが(っだけ存在する時のスペクトルを示した。才4図はAに示した同一患者の脾(P)、肝(L)シンチグラフィの8スキャン毎のスペクトルをBに示した。これらの結果からわかるように、4画素つまり16mm程度の凹凸の検出には0.2という臨界周波数は十分であり、脾シンチグラフィのようなノイズ成分がむしろ高域の主成分になっていてあまり微細構造を明瞭にする情報が顕著であるとは云えない。結論として、シンチグラフィの画質の向上は主としてローパスフィルタの適当な選択でなしうらと思われる。

代表的なローパスフィルタについて次に説明する。今フィルタフトリックスを  $g = \{g_{-k}, \dots, g_0, \dots, g_n\}$ 、シンチグラフィを  $s = \{s_i | i = 0, \dots, n\}$  とすると処理は  $p_i = \sum_{j=-k}^k s_{i-j} g_j$  但し  $\sum_{n=-k}^k g_n = 1$  である。これで見られるフィルタ効果のMTFは  $G(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n \exp(-j2\pi f n)$  でありフィルタが対称であれば、実数部のみの

$$G(f) = g_0 + 2 \sum_{n=1}^k g_n \cos 2\pi f n$$

と表される。

典型的なフィルタとして 1)平均化フィルタ, 2)位相補償フィルタ, 3)2次近似フィルタ, 4)高域遮断フィルタ, を挙げることができる。才5図Aに解像度テスト用フロントーム(最大巾30mmで、向隅および巾が次々と0.8倍になっている。)で得られたシンケグラム、およびそのスライス像と周波数特性を示した。このシンケグラムに対して上記の4フィルタを施したもの、およびMTFを才5図Bに示した。グラフから判るように、平均化フィルタは $f_{\lambda}$ が低く、かつ $f$ が0.2~0.4で真になっているために、この周波数帯域で白黒が反転する。位相補償フィルタは5x5の行列に対して(1,6,10,6,1)なる重みを与えているがMTFは真にならないうえ $f_{\lambda}$ は同じく低い。これに対して5点を結ぶためのな2次曲線と近似するフィルタは(-3,12,17,12,-3)で実現されるが、これは低域に対する減衰が少く $f_{\lambda}$ が比較的高く再生された際の解像度も悪くない。4)の高域遮断フィルタはDCから遮断周波数 $f_{\lambda}$ まで一定ゲインでそれ以外でゼロの特性はフーリエ逆変換によるフィルタ行列が

$$g_n = \frac{\sin 2\pi f_{\lambda} n}{n} \quad n = 0, \pm 1, \pm 2$$

と満たせば良いことが知られる。フィルタ行列の大きさを13x13のものを使用した場合でも $f_{\lambda}$ が0.1~0.3程度のものであれば実現できるが、才5図Cに示した $f_{\lambda} = 0.13$  および $f_{\lambda} = 0.2$  の場合でも判るように細部構造は全く現れないが、像の形状に関しては非常に良好な像を与える。S/N=1を以てしか像に立つ情報も存在しないはずであるが、実際臨界ではそれより高域の信号についても現れたcluster等の状態から微妙な変化を見出してゐるのが普通である。スペクトル上では微小なエネルギーしかなくとも局部的に存在するclusterは視覚では検知しうる。それ故に高域強調を行う事も意味がある。一般にハイパス、ハイエンパシスフィルタはローパスフィルタのMTFを $L(f)$ とすると強調を表すファクタ $\alpha$ によつて、

$$H(f) = (1 - \alpha L(f)) = 1 - \alpha g_0 - 2\alpha \sum_{n=1}^k g_n \cos 2\pi f n$$

と表されるから、フィルタ行列の中心を $(1 - \alpha L(f))$ 、それ以外の符号を逆にするといふ。才5図BのDはこのようにして作ったフィルタである。又コリメータのガウス型の伝わり関数を補正するフィルタは $G(\omega) = \sigma \exp(-\sigma^2 \omega^2 / 2)$  なるコリメータのMTFの逆演算を行なえばよい。つまり $G^{-1}(\omega) = \exp(\sigma^2 \omega^2 / 2) / \sigma$ と実現すればよい。これをフーリエ展開して1次近似してフーリエ級数展開すると

$$G^{-1}(\omega) = \frac{1}{\sigma} + \frac{\sigma}{2} \left[ \frac{\pi^2}{3} + 4 \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^n \frac{\cos n\omega}{n^2} \right]$$

となり通常の線形フィルタで補償できる型になる。この結果を才5図CのDに示した。才5図CのCにはラプランアン型のフィルタをかけた場合を示す。これは $\partial^2 f_x / \partial x^2 + \partial^2 f_y / \partial y^2$  なる操作は中心領域を+にし平均化の結果を出し、周辺領域を-にして中心における周辺からの影響を抑制する一種のコリメータの補正であり比較的low域はローパスを施す。これは産物等の欠損部の強調には有効である。才6図は肝フロントームの直径2cmの欠損の抽出の例である。

## 6. ポアソン分布に対する適合度検定に関する考察

8線の線源が一様である場合に画素当りのカウント数に対する画素の度数分布がポアソン分布する身を利用して、比較的小さい領域について少数則検定



を行ない、考えていた領域  $7 \times 7$  の中に分布の不均一性を検出しようとするのが目的である。しかし通常のシンケグラムは上記の大きさの中ではよくポアソン分布に適合している。そこで第4節の  $f_k^2$  の式にあるように観測度数  $f$  を平均値入による理論度数と相対的に1もしくは2ずらして検定を行なう。比較的カウンタ数の低い脾シンケグラム等の形状の抽出を非常によく行なうことができる。これは  $\chi_0^2$  の計算に含まれる項がもし完全にポアソンである場合に  $l=1$  の場合

$$\frac{(f_{k+l} - F_k)^2}{F_k} = \frac{\lambda^k}{k!} \exp(-\lambda) \left\{ \frac{\lambda}{k+1} - 1 \right\}$$

となり、 $\lambda$  に近い  $k$  の度数に対する評価を低くする事、および小さい  $\lambda$  に対する高値の値を相対的に大きくしてバックグラウンドの領域を棄却する事のためである。 $l > 0$  でより小さい  $k$  に対する許容率をしめし、 $l < 0$  で大きい  $k$  に対するほうらつきを許容する。第7図に上式のカーブ、第8図に  $l=0$  の場合の採択領域、第9図に  $l=1$  (右) と  $l=-1$  (左) の場合の脾シンケグラムの採択領域を示した。第10図には脾シンケに対する種々の処理、ラフランアン(B)、方向性フィルタ(C、D)位相補償フィルタ(E) と  $l=1$  に対するポアソン分布検定の最適なマツ70の比較を示した。

## 7. 結 言

放射線科における RI 診断の質の向上を目標にシンケグラムの画像伝送処理システムを開発した。臨床応用という事は即システムパフォーマンスの良さが対応するが比較的計測自体に時間を要するシンケスキャナを対象としたため、因変小数量演算や順処理に限定した高速画像処理の初見で、検査室に必要以上の負担はかからなかった。ディスプレイ等による即応性は備えていないが真に臨床で求められている原画との対応性を有する X線フィルム像を出力できる事が評価されている。画像処理に関しては見易くする事には充分の機能を發揮するが、例えは癌の検出では治療面からは 5mm 程度の検出能力を要求されるから、今後の問題は計測法も含めた高解像度のイメージング、例えはクラスター技法などの開発が必要と思われる。又画像に対する医学的評価基準の設営も重要な問題である。最後に比較的解像度のよい輪郭抽子の例を第11図に示しておく。これはバツトに5本のローソク(4, 3, 2, 1と0.5 cmφ)をおいたファントムで、0.5 cmφのもの若干検出されている。

## 文 献

1. 高谷, 上原, 吉本, 中村: ラジオアイソトープ画像の電話伝送と画像処理システム. 第4回画像工学コンファレンス論文集 49-52, 1973
2. 高谷, 三川, 上原, 吉本: シンケグラム画像処理に関する研究. PBX 電話回線用シンケスキャナ構築のためのオペレーティングシステム. 応用電気研究新報告 24, 131, 1972
3. K. Takaya, C. Yoshimoto, T. Uehara, G. Irie, S. Nakamura, Y. Yamagishi, Y. Iwai: The Linkage to Radioisotope Data Terminal By P.B.X. Telephone Lines and Automated Image Processings, The 1st USA-Japan Computer Conference proc. 8-2-1, 1972

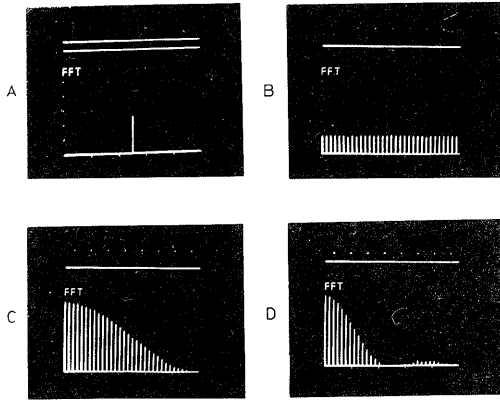


图 3

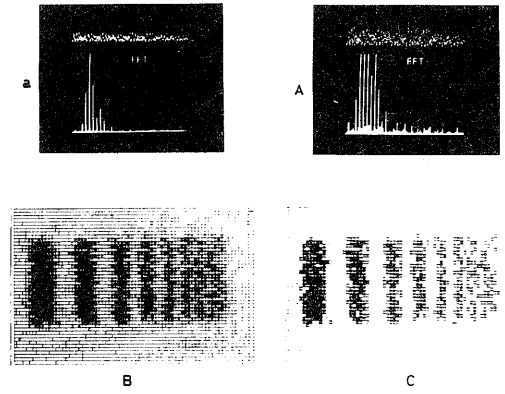


图 5 A

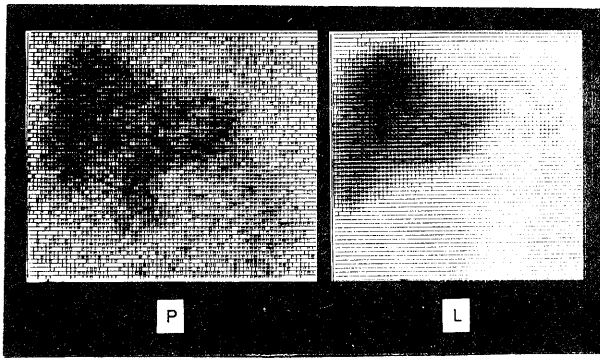


图 4 A

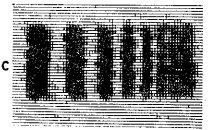
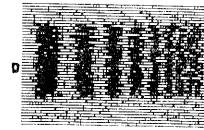
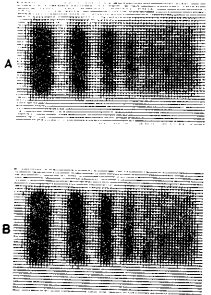
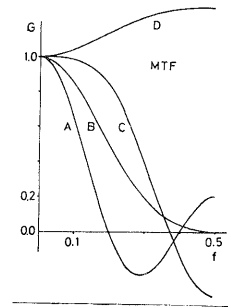


图 5 B

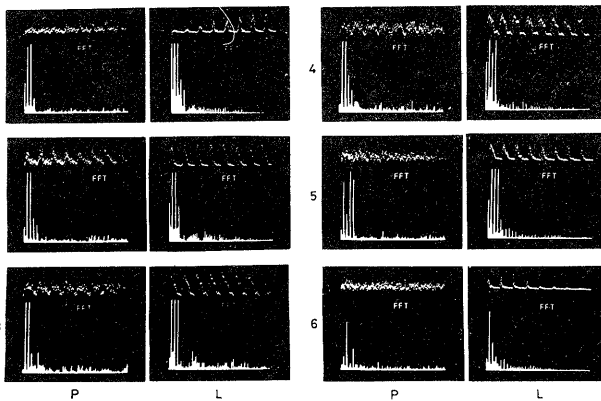


图 4 B

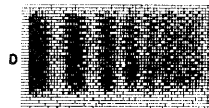
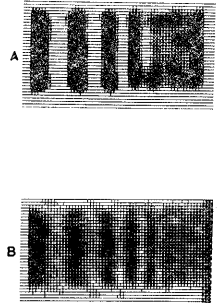
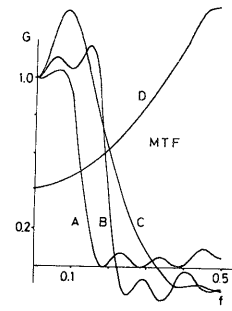


图 5 C

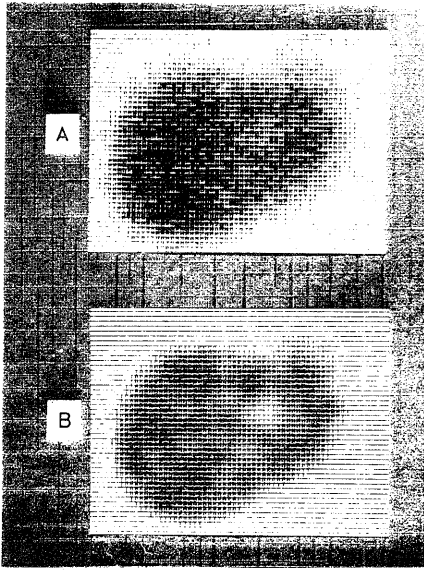


图 6

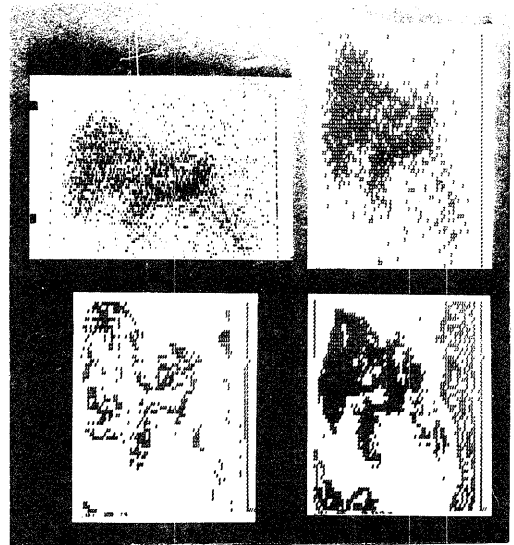


图 9

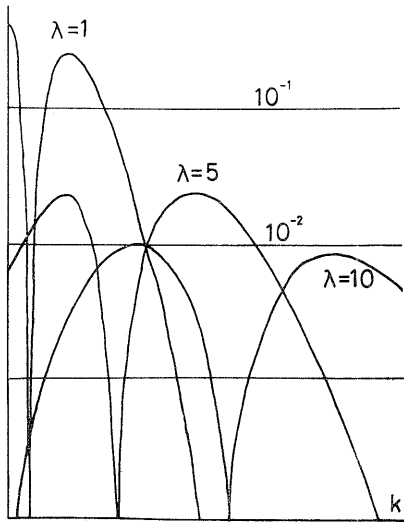


图 7

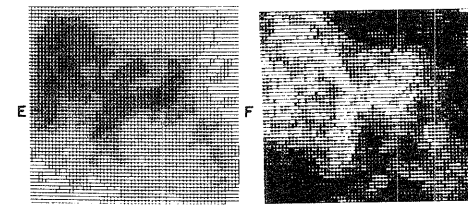
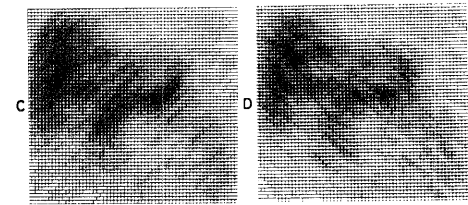
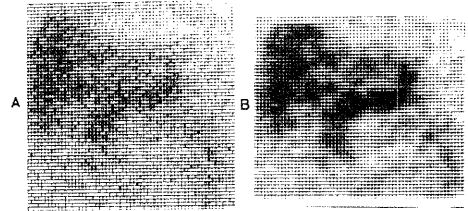


图 10

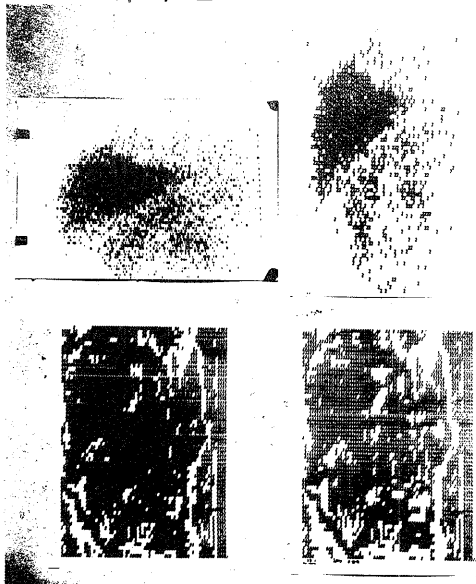


图 8

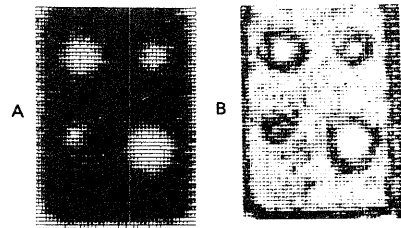


图 11