

実数もしくは整数のデータを指定方式で選択できるプログラムを開発した。とくに後者は、512×512 channelのデータを鳥観的にみるもので、利用性は非常に大きいものと考えられる。以上表示用プログラムについて報告する。

## 60. シンチスキニングによる RI イメージのアナログ処理

放射線医学総合研究所

野原 功全 田中 栄一 平本 俊幸

Bandung Atomic Reactor Center

Hardi Simadjaja

シンチスキナーによってえられる RI イメージは、一般に使用するコリメーターが有限の分解能をもっているため真の RI 分布に対してボケたものとなっており、また、その計数率は広い周波数帯域の統計的変動を含んでいるため雑音の多いイメージとなっている。これらの原因によって悪化した RI イメージをできるだけ真の RI 分布に近づけるためにボケの修正や平滑化が行なわれる。ここでは、2つの RC 回路によりかなりの応答特性を有する演算計数率計を用いて、ボケの修正と平滑化をアナログ的に行なう一下法について述べる。

シンチスキナーの計数信号を小さい時定数の計数率計に通し、その出力を、検出器の位置信号とともに4チャンネルデータレコーダーの2つのチャンネルに同時に記録する。この記録された計数信号を原信号とし、これを再生し、適当な応答特性をもたせた演算計数率計を通して別のチャンネルに記録する。この信号は磁気テープの走行の一方方向についてのみの演算が行なわれているため応答が非対称なものとなっている。この片道演算信号を、さらに磁気テープの走行方向を逆にして再生し、前と同じパラメーターの演算計数率計を再び通してから残るチャンネルに記録する(直列往復演算)。

このような往復演算により、電気回路に特有な周波数応答のうち虚数成分を取り除いて左右対称な応答をうるのが本法の特徴である。演算計数率計の最適パラメーターは線状線源を用いて予め選定しておく。このようにして、原信号を磁気テープに保存したままで、最適なパラメーターによって演算処理された RI イメージがえられることになる。イメージ信号は復調された位置信号と合成されて、X-Y レコーダーに送られ、X-Y レコーダー上にアナログ処理された RI イメージが二次元的に描かれる。

## 61. 雑音の多いシンチグラムボケ補正法の数理 (Least Square Deconvolution Method)

放射線医学総合研究所

福田 信男 松本 徹 飯沼 武

1) RI 目的シンチグラムのボケ補正法として知られている。逐次近似法、微分演算法等は、放射能が十分に高く統計的ゆらぎによる雑音が少ない場合には良い方法であるが、実際の患者の臓器シンチグラムに適用する場合には、イメージがシャープになるとともに雑音も増幅される欠点がある。この点は特に微分演算法において著明である。かかる難点を克服するには、コリメータの点拡がり関数を核とした積分方程式を最小二乗法的な意味に解釈しなおして解けばよい。このような "Least Square Deconvolution Method. についての基礎的な検討を行なうのが本報告の目的である。

2) 計算法の基礎簡単のために一次元で考える。ディジタルシンチグラムを  $\{G_i(i=1, 2, \dots, N)\}$ , コリメータの線拡がり行列を  $\{R_{ij}(i, j=1, 2, \dots, N)\}$ , RI 分布を  $\{E_i(i=1, 2, \dots, N)\}$  とする。  $\{G_i\}$  と  $\{F_i\}$  の関係が、 $G_i = \sum_{j=1}^N R_{ij} F_j (i=1, 2, \dots, N)$  という連立方程式で記述されると考えて、これを近似的に解くのが、従来のボケ補正法の考え方である。これは  $G_i$  がチャンネルにおける平均計数値  $G_i$  である場合にのみ成立する式で、現実には  $G_i$  は平均値  $G_i$  にポアソン分布に従うゆらぎ  $E_i$  が付加されたものである。そこで正しい基礎方程式は次式となる。

$$G_i = \sum_{j=1}^N R_{ij} F_j + E_i \quad (i=1, 2, \dots, N)$$

ゆらぎの平方和  $\sum_{j=1}^N E_i^2$  を最小にする  $\{F_i\}$  がボケ補正をしたイメージであり、それは次の正規方程式の根としてもみとめられる。

$$\sum_{k=1}^N R_{ik} G_k = \sum_{j=1}^N \left( \sum_{k=1}^N R_{ik} R_{jk} \right) F_j \quad (i=1, 2, \dots, N)$$

このように考えれば、マッチトフィルタリング(左辺)によるスムージングと、逐次近似法、微分演算法等によるエンハンスメントを独立したものでなく、最小二乗法にもとづく一貫した演算とみなせる。

## 62. RI イメージ処理における

### スムージングとボケ修正

放射線医学総合研究所

松本 徹 飯沼 武 福田 信男

福久健二郎

測定系の出力をデジタルに収集し、電子計算機で処理して *visualization* を改善する有効な手法に、計数値の統計的変動をなくす *smoothing* とボケ補正を行なう *image enhancement* がある。この 2 つのデータ処理をスクリーンにおけるオンライン電子計算機システムにのせ、その実用化を図ることを目的として以下に述べる 1 連の実験を行なった。(1) 計数値の統計的変動の度合いが異なる *phantom* を走査し、データを収集して *smoothing* を実行した。*smoothing* として単純移動平均法と *matched filtering* を採用した。(i) 単純移動平均法では移動平均する *element* 数を変化させ、重みをつける場合とつけない場合、1 次元および 2 次元で処理し、結果をカーブプロッターやラインプリンターに打出し、それぞれの方法による効果を相互に比較した。(2) *matched filtering* ではあらかじめ *line source* を用いて水中で種類別にコリメータの *line spread function* (L.S.F.) を厳密に測定し、これを *weight* として *smoothing* した。2 次元の場合は核種とコリメータのすべての組み合わせに対して *point spread function* (P.S.F.) を実測するのが困難なため L.S.F. から P.S.F. を発生するプログラムを作り、実測によるものと発生させた P.S.F. の差をチェックし、実用上問題のないことを確かめ、重みとして使用した。以上を統計的変動のある臨床例にも適用し、平滑化による像の見やすさと情報の損失との兼ねをしらべ、*optimum* な *smoothing* の条件を検討した。(2) 次に *smoothing* の場合と同じ条件で、対象の *Focal* 平面と、これから前後してずれた平面にコリメータの焦点を合わせ、データを収集し、それぞれについて逐次近似法と微分演算子法による *enhancement* を実行した。この時利用する核種に対し、コリメータのいろいろな深さ方向のレスポンスを変えて、*enhancement* を施し、*image* におよぼす効果を比較検討した。また *phantom* 以外に肝臓、甲状腺の臨床データにも実施し、この結果から、コリメータの深さ方向のレスポンスを考慮した場合における *enhancement* の使用上の限界を明らかにした。

### 63. RI シンチ像の MTF 理論による 像処理について

東京大学 放射線科

竹中 栄一

序言 RI 像は近來 *digital* 像として描出できるようになってから種々の像処理がなされているが、① 加算法類似のもの (重み,  $\delta$  を使う) が主であり、② 複雑

なものとして *convolution theorem* を用い体内 RI 分布を逐次法や消去法によって求める方法があるが、雑音その他の理論的難点があり、かつ煩雑な計算が難点である。

レスポンス関数を応用した光学的像処理によると、上述①③を簡単に行ないうるのみならず、像の強調や空間周波数スペクトルを求めることができ、診断を精確にし、1 つの定量診断も行なうことができる。

理論的根拠と方法 ① *Defocusing* 法、ボケマスクを用いる方法であり適当にボケ反転像を重ね、鮮鋭な像をうる方法である。

像について  $i_0(u, y) - \text{blurred } i_0(x, y) \rightarrow i(x, y)$   
( $i_0, \bar{i}_0$  像と反転像)

スペクトル  $I_0(n_x, n_y) - k \bar{I}_0(n_x, n_y) \rightarrow I(n_x, n_y)$   
(高周波成分が改良)

② *Differentiation* (ポジ、ネガ像をずらして重ねる)  
(①②の一部 No 7 J. S. N. M. 発表)

③ *Filtering* 法 (フーリエ・スペクトル解析器による) 像, RI 分布, 系の特性 (*point response*) を  $i, f, h$  とし,  $I, F, H$  をそのフーリエ変換とする。G を Filter 関数とする。

$i_0(x, y) = \int f(x' - x, y' - y) h(x, y) dx dy$  (*convolution* 定理)

$I_0(n_x, n_y) = F(n_x, n_y) H(n_x, n_y)$  (そのフーリエ変換)  
 $I_0/A' = F' \rightarrow$  (逆フーリエ変換)  $\rightarrow f'(x, y)$  (より真の RI 分布)

$F(n_x, n_y) \pm G(n_x, n_y) \rightarrow f_1(x, y)$  (Filter 関数)

$H'$  を適当に選ぶことが、G の関数を加減することで像強調や *smoothing* を行ないうる。

結論 ① *Filteirng* 方法は簡単で RI 像にことに有用である。

② 簡単にフーリエ変換、逆変換ができる。

③ フーリエ・スペクトル面から定量診断ができる。

④ 光束の *Aperture*, Filter 関数 G について改良すべき点がある。

### 64. シンチグラムのパターン認識について

東京大学分院 安河内 浩  
放射線科 宮前 達也

シンチグラムは各臓器について種々の情報を与え、臨床に不可欠の診断法 1 のつになっている。

しかしその情報因子を構成する濃度分布は使用する核種や、装置によって異なり、その診断に対して複雑な思