

中に合成して収集し、実験終了後、これを時間情報ごとの 2 次元マトリクスに分解して、生データとともに磁気テープに保存する。これらを利用すれば、多重トレーサの診断にも利用でき、今後の実験成果は大きいものと思われる。

## 2. ディスプレイ表示装置によるモニター

インクリメントユニットによる場合には、タイプライタからの指定により、平面的な輝度変調による CRT 表示方法と、鳥観的な 2 秒ごとのトリガーによるノーマライズされた CRT 表示方法とが選択されるよう考慮した。前者の場合、非常に短い時間内におけるレベル変化をみる場合に有効であり、後者の場合は、定性的変化をみるモニターとして適している。また、シーケンス・ユニットによるデータ収集においては、指定したエネルギー範囲における、指定時間ごと（最小限 2 ミリ秒）の収集データを、タイプライターのキーインによって更新し、写真撮影等を可能なものにした。

## 58. 電子計算機による RI イメージングの基礎的検討

京都大学 中央放射線部

向井 孝夫 浜本 研 森田 陸司  
高坂 唯子 鳥塚 莞爾

シンチカメラを用い、電子計算機による RI イメージのデジタル処理の方法を検討した。データの収集はカメラからの x-y 信号を波高分析器により AD 変換し、 $40 \times 40$  の配列として 1,600 word memory にストアする。計測後、各チャネルの計数値を磁気テープへ 0.3 秒間で収録し、そのテープをデータファイルとしてバッチ処理する。

static study においては測定系の特性が重要となるため、これを  $^{131}\text{I}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{67}\text{Ga}$  などの点線源、線線源を用いて種々の条件の下で測定した。その特性を示す resolving power matrix はコリメータの種類、核種、エネルギー幅、コリメータと線源間の距離等によって異なるが本測定系では  $5 \times 5$  から  $13 \times 13$  までの大きさのもので十分表現できると思われる。イメージの復元として、上述のマトリクスと真の分布とにより観測値を表す連立一次方程式から真の分布を求めることができるが、その数値計算法によると計算が膨大となり、また観測値に統計的変動が含まれているかぎり、結果は無意味なものとなる。そのため逐次近似法を用いたが、その収束性や復元の様子は検出系の特性の精度、オリジナルデータの全計数値や雑音の程度に依存するのでファントム実験に

よる臨床レベルのデータを用いて数種のスムージングの方法を検討した。その結果、本装置による RI イメージングにおいては各区画要素の大きさや計数値から見て 9 点法が適当と思われる。中心要素の荷重や標準偏差を考慮したものはより観測データを尊重しているが、後の近似計算を反復して行くと雑音が強調され画質がおちる結果となる。コリメータのレスポンス関数を重みとしたフィルタリングは収束速度は大であるが平滑化されすぎ、短時間で復元し難い。しかし、これは計数値の少ないときには有効であると考えられる。

なお、シンチスキャナーでの RI イメージのデジタル処理においても同様の検討を行なっている。

## 59. 計算機の表示機器による RI イメージの表示プログラム

放射線医学総合研究所 福久健二郎

放医研におけるオン・ライン・DAC システムによって収集されたデータは、最終的には smoothing, filtering の手法によってボケの修正を行なうが、これら修正後のデータを自動的にわれわれが見やすい形に表現する必要がある。その一手段として、CRT 表示装置、ラインプリンタおよびカーブプロッタを利用した各種の表示用プログラムを開発したので、その一部を報告する。

### 1. CRT 表示装置

本研究所システムではヒューマンカウンタ室および病院棟 R.I. センターに  $80 \times 80 \text{ m/m}$  の有効視野、 $1024 \times 1024 \text{ point}$  の点表示を行なう CRT が導入されている。これを利用して、つにはスキャンデータ等を輝度レベルによって平面的に表示する輝度表示法、他方では、3 次的に鳥観表示を行なうとともに 2 秒ごとのトリガによって最大カウントのチャネルに対してノーマライズを行ない、特定のカウント以上になると輝度変調を行なう。

### 2. ラインプリンタ装置

ラインプリンタによって重ね打ち、もしくはキャラクタ表示を行なう方法は、かなりパターン表示法として利用性がみられているが、これについても、キャラクタ表示と重ね打ちを併用して多様な表示方法を可能にしたプログラムを開発した。

### 3. カーブ・プロッタ装置

カーブ・プロッタ装置によるパターン出力方法として、リニアなデータの処理効果をみるための重ね書き用のプログラムと、パターンの裏側を表示せず、角度、視方向を自由に変化し、磁気テープまたはカードリーダーから、

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、 $512 \times 512$  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