

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 Simadaja

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 $\sum_{i=1}^N E_i^2$ 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