

37. 千葉県がんセンターの中型電算機による オフラインの RI イメージ処理

千葉県がんセンター 物理室

秋山 芳久

核医学診療科

油井 信春 木下富士美 小坪 正木
石垣 秀世

千葉県がんセンターでは、Nuclear Chicago のカメラ専用のミニコンCDS-4096 にインターフェイスを通して全身スキャンとレノグラム装置からの信号を収め処理できる様になっている。CDS-4096 はそれ自体がデータ処理の機能を持っているが、組み込まれたプログラム以外の処理を行うことができない。しかしMTや紙テープを用いれば外部システムとオフラインで情報の交換を行うことが可能である。当院では外部システムとして治療用線量分布を求めることを目的とした NEAC-M 4 があり、その表示装置として CRT と X-Y プロッターがある。また汎用中型コンピューターとして FACOM230-25 がある。従って RI イメージの画像処理はこれらのいずれのシステムを使用しても可能であるが、今回は主に FACOM230-25 による処理と表示について報告する。

スムージングや逐次近似がイメージ処理として行われるが、スムージングについて最適な方法はまだ決まっていない。今回は適当なスムージング法を決定するための基礎的実験も行ったので併せて報告する。具体的にはカウントが多く統計変動の小さい像と実際臨床上集められる程度のカウントで種々のスムージング処理をした後の像を比較するという方法で行った。

38. コーデット・アパーチャ・イメージング における画像処理

放射線医学総合研究所

田中 栄一 飯沼 武

最近、フレネルゾーン・プレートやランダムホールを用いた RI イメージングの研究が行われているが、さらに一般化したコーデット・アパーチャ・イメージングにおいて、アパーチャ形状、デコーディングに必要な画像処理のレスポンス関数および得られたイメージの雑音の性質等の関係を理論的に求めコーデット・アパーチャ・イメージングの有望性について論ずる。

アパーチャの形状を表わす関数を $j(x, y, t)$ とすると、線源の確率分布を示すイメージの点応答関数は $p_s(x, y) = \overline{j(x, y, t) * j(-x, -y, t)}$ で表わされる。(* は重ね合せ積分)。これを点応答関数が $p(x, y)$ なるイメージに修正したとき、修正関数のレスポンス $h(x, y)$ は $p(x, y) = p_s(x, y) * h(x, y)$ を満足する。 $p(x, y)$ として、標準偏差が δ なるガウス分布関数を仮定し、そのときの修正関数を $h_G(\delta; x, y)$ と書くと、一様な線源の雑音のバリエーションは、 $n_B h_G(\sqrt{2}\delta; 0, 0)$ となる。 n_B は単位面積当りのカウントである。これを用いると、一様な線源中に存在する微小線原を検出するときの S/N 比は $F = [A/h_G(\sqrt{2}\delta; 0, 0)]^{1/2}$ に比例することがわかる。ここに A はアパーチャ面積で、 F はアパーチャの良さを示す Figure of Merit と考えられる。また、一様雑音の性質を示す自己共分散関数は $\text{Cov}(x, y) = n_B h_G(\sqrt{2}\delta; x, y)$ となる。

一般に、与えられ解像力(一定の δ) に対しては、いかなるアパーチャを用いても最適設計されたピンホールより F 値を大きくすることはできないことが証明できるが、ある範囲の解像力に対して F を大きく保つことができ、また同一の解像力に対しても、アパーチャによって雑音の周波数分布を変化できる可能性がある。