

## 14. スキャナーの情報収集と処理に関する検討

京都大学 中央放射線部

向井 孝夫 浜本 研 森 徹  
石井 靖 高坂 唯子 鳥塚 莞爾

スキャナーからの情報を計算機によって処理し、昨年報告したカメラでのイメージ処理との方法、結果の比較検討を行なった。データは検出器が1mm 走る毎にパルスを発生させ 1600ch, PHA のメモリーの address advance 信号とし、その間の計数値を各チャンネルに順次ストアして1スキャン毎に磁気テープに転送してえた。また単位時間当りの計数値を紙テープにも打出してある。スペース幅は最小の1.5mm を用いた。以下の検討は大計算機によって一括処理したものである。ハニカムコーリメーターを付けた検出系の点拡がり函数はカメラに比してかなり良好で  $^{131}\text{I}$  を用いて測定した焦点面での半値幅は61孔で 0.7cm, 37孔で 1.3cm である。しかしイメージセルが1.0mm×1.5mm と小さいためボケ修正処理に用いる点拡がり行列は15×9~23×15となりカメラの5×5~9×9 より大きく、またイメージセルの数も多くなることよりCPU 時間は大幅に延びた。イメージ処理はカメラの場合とほぼ同様に行ない、データの読込み、各種の補正、スムージング、ボケ修正それに像の表示の各サブプログラムから成っている。生データのスムーズされたものを新たな生データとしてボケ修正を行なうためスムージングの方法によって処理イメージの様子が異なってくる。9点移動平均では効果はなく、15点(5×3)、35点(7×5)の平均および加重平均のものは比放射能の高いファントムでは良い結果をえたが最高カウントが20以下という臨床レベルのものでは後の逐次近似法によるボケ修正の際、像が乱れるため結局、検出系のレスポンスに応じて加重した加重平均を行なった。これによってえた処理後のイメージは生データより分解能が低下することなくスムーズされたものとなってボケ修正はされていないことになる。しかし感度の一様性や解像力等の画質はカメラに比して優れていると思われた。このことは処理イメージはイメージ装置の特性に大いに依存していることになる。

## 15. RI イメージの2次元アナログ処理

放射線医学研究所

田中 栄一 野原 功全 富谷 武浩

すでに、シンチスキャナーでえられる信号を「往復演算法」によって電気的フィルターで処理し、走査方向に関する1次元ぼけ修正の可能なことを示した(野原他, 第10回核医学会, 1970年)。今回はこれを2次元画像処理に拡張する1つの方法について報告する。

1つの画像について、任意の走査線に沿ってえられる(1次元)信号を適当なレスポンスをもつフィルターを通して別の表示装置(画像蓄積管, CRT等)に再現し、かつこの走査線の位置および方向を画面上で高速で移動して画面全体を均一に走査するようにすれば、えられる平均画像は原画を「点対称レスポンスをもつ2次元フィルター」で処理したことと等価になる。

いま1次元フィルターのインパルス応答を  $g(r)$  とすると、えられる等価2次元フィルター(極座標表示)の半径方向のレスポンスは  $g(r)/r$  に等しく、その周波数レスポンスは

$$F(\nu) = \int_0^{\infty} \int_0^{2\pi} \left[ \frac{1}{r} g(r) \right] \exp(-2\pi r \nu \cos \theta) r dr d\theta \\ = 2\pi \int_0^{\infty} g(r) J_0(2\pi r \nu) dr$$

に等しい。ここに  $J_0$  は第1種0次のベッセル関数である。そこで  $F(\nu)$  が適当なフィルター関数になるように  $g(r)$  をえらぶと、2次元アナログ処理が可能である。

この方法の特長は、(1) 簡単な装置で情報量の多い画像を短時間で処理できること、(2) えられた画像はアナログ量であるから像が見やすいこと、(3) 量子化に伴う誤差がないこと、(4) フィルター関数も連続量であるため処理精度が良好なこと、(5) 処理された画像を観察しながらフィルター関数を、単純平滑化から高度のぼけ修正まで連続して変化させることによって、最適処理条件を決定することが可能であること、等である。