

92. デジタルフィルターを用いた RI 画像処理

岡山大学 小坂内科

湯本 泰弘 田中 義淳 小坂 淳夫

同 工学部

山本 秀樹 美咲 隆吉

RI 画像は計数値の統計的変動とコリメーターをはじめ計測装置の分解能特性に基づくボケによって不鮮明となっている、そこで RI 画像に含まれるボケの補正のために高速アダマール変換を用いたデジタルフィルターによる画像処理に関して検討した結果を報告する。

まず肝臓ファントームに直径30mmのプラスチックの球を入れて、RI として $^{99m}\text{TcS}_2\text{O}_7$ を使用した、Nu-elea Chicago 社製の Scinticamera を使い、校医学データ処理装置の小型電算機 Tosbac 40 の Core memory に 64×64 の RI 画像として記憶させた。これを測定によって得られた RI 画像 $g'(x,y)$ とする。 $f(x,y)$ を真のイメージ、 $h(x,y)$ を計測システムのインパルス応答、そして $\epsilon(x,y)$ は画像に含まれるノイズの出力換算量とすると

$$g(x,y) = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x',y') h(x-x', y-y') dx' dy'$$

$$g'(x,y) = g(x,y) + \epsilon(x,y) \text{ となる}$$

測定した $g'(x,y)$ に対する二次元アダマール変換は $[G'(u,v)] = [H(u,v)][g'(i,j)][H(u,v)]$ となりその逆変換は下の式で表わされる。

$$[g'(i,j)] = [H(u,v)][G'(u,v)][H(u,v)]/N^2$$

ここで $[H(u,v)]$ はアダマール行列で N 次の正方向例である。

高速アダマール変換を行ったのち、(変換値の)絶対値の自然対数を取り(1)一定レベル(たとえば8)以上の領域を残し、それ以外はカットする方法と、(2)領域全体にわたって damping filter をかける方法とを試みたのち逆アダマール変換を行った。(1)の方法は高周波成分を弱めたフィルターに対応し、肝臓ファントームの周辺部が鮮明となった。(2)の方法では高周波成分を強調したフィルターに相当し、周辺部及び欠損部ともはっきりした像が得られた。高速アダマール変換によるデジタルフィルターを用いてノイズの除去とボケ補正を行った。飯沼等の逐次近似法による RI 画像処理に比較して計算時間が短かく、又 Scinticamera による RI 画像処理を行う際コリメーターの表面からの距離による変化を考慮しなくても良いという利点がある。

93. RI データ処理に関する研究 (第14報)

フーリエ変換によるコンパートメント・アナリシスの一手法

大阪大学 中央放射線部

木村 和文 西村 恒彦

同 第一内科情報科学研究室

古川 俊之 井上 通敏 北畠 顕

高杉 成一 堀 正二 武田 裕

阿部 裕

同 工学部制御電子講座

梶谷 文彦 堀井 道明 山野 芳治

安村 良男 稲田 紘

RI による生体内トレーサ・カインेटィックスの解析法としてコンパートメント・アナリシスが広く用いられているが、その手順として ①指数関数の各項を求め、②コンパートメント・モデルを決定することが必要である。とくに前者については従来より、peeling 法、fitting 法、prony 法などが用いられているが、いずれも能率や精度に難点がある。

Gardner らにより考案されたフーリエ変換法は、時間 (t) を指数関数表示 $(t = e^x)$ し、時間と時刻 t における物質量 $(f(t))$ の積、すなわち $t \cdot f(t)$ のフーリエ変換から指数項の係数とべき係数を求める方法で、結果がスペクトル表示されるので自動解析に優れた方法である。しかし、フーリエ積分の際、積分範囲を限定するために error ripple が生じ、真のピークの判定が困難なことがある。そこで、この問題を解決するために、下記のように改良した新しいプログラムを開発した。すなわち

① $t \cdot f(t)$ の周波数特性の高域情報をカットオフしないで窓関数によるデジタル・フィルタを用いて error ripple を消去し、S/N 比の改善をはかった。

② エントロピー最大法 (MEM)、最大法 (MLM) を適用して、高精度の周波数特性を求め、解像力の向上をはかった。

以上の操作を各種のテスト関数を用いて検討した結果、すぐれた精度を有することがわかった。また本法は低カウント領域で統計的誤差の大きい RI 検査に極めて有用である。